

06-15-07

DFW

Atty. Docket No. 060233.00005

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

**Applicant** : Matsumoto  
**Appl. No.** : 10/816,978  
**Filed** : April 2, 2004  
**Title** : MEDICAL IMAGE PROCESSING APPARATUS, AND MEDIAL  
IMAGE PROCESSING METHOD  
**Grp./A.U.** : 3737  
**Docket No.** : 060233.00005

---

**TRANSMITTAL OF CERTIFIED COPIES**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sir:

In connection with the above-identified application, applicant encloses herewith for filing certified copies of: Japanese Patent Application No. 2003-161241, which was filed on June 5, 2003 and Japanese Patent Application No. 2003-270923, which was filed on July 4, 2003 to support applicant's claim for Foreign Priority Pursuant to § 44(d), 15 U.S.C. § 1126(d).

Respectfully submitted,

**HOWARD & HOWARD ATTORNEYS, P.C.**

June 14, 2007

Date

  
Gregory D. DeGrazia, Reg. No. 48,944  
The Pinehurst Center, Suite # 101  
39400 Woodward Avenue  
Bloomfield Hills, MI 48304-5151  
(248) 723-0325

**CERTIFICATE OF EXPRESS MAILING**

I hereby certify that the enclosed **TRANSMITTAL OF CERTIFIED COPIES** is being deposited with the United States Postal Service as Express Mail, postage prepaid, in an envelope as "Express Mail Post Office to Addressee," Mailing Label No. **EV901737335US** and addressed to the Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 on **June 14, 2007.**

  
Tracy L. Smith

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 3 年    6 月    5 日  
Date of Application:

出 願 番 号                      特 願 2 0 0 3 - 1 6 1 2 4 1  
Application Number:

[ST. 10/C] :                      [ J P 2 0 0 3 - 1 6 1 2 4 1 ]

出 願 人                      ザイオソフト株式会社  
Applicant(s):

2 0 0 3 年    8 月 2 1 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 15H135

【提出日】 平成15年 6月 5日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/00  
A61B 6/03  
G06F 17/00  
G06T 1/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都港区三田 1 丁目 2 番 1 8 号 ザイオソフト株式会  
社内

【氏名】 松本 和彦

【特許出願人】

【識別番号】 500109320

【氏名又は名称】 ザイオソフト株式会社

【代理人】

【識別番号】 100095407

【弁理士】

【氏名又は名称】 木村 満

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 038380

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0210120

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理方法、および、プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内部を示す 3 次元ボリュームデータを用いて医用画像を生成する医用画像処理装置であって、

前記 3 次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とした所定の 3 次元領域を指定する 3 次元領域指定手段と、

前記 3 次元ボリュームデータを用いて、当該 3 次元領域の 3 次元画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成される 3 次元画像を構成する前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域における前記管状組織のみを示す 3 次元画像を顕在化させる画像顕在化手段と、

前記画像顕在化手段が顕在化させた 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成する医用画像生成手段と、

を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像顕在化手段は、

前記生成された 3 次元画像を構成する連続領域であって、当該 3 次元領域の中心を含んでいる連続領域を検出する連続領域検出手段と、

該連続領域検出手段が検出した連続領域と前記 3 次元領域とに基づいて、当該連続領域が前記管状組織のみを示すものであるか否かを判別する顕在化判別手段と、をさらに備え、

前記顕在化判別手段により前記管状組織のみを示すと判別された連続領域を前記顕在化された 3 次元画像とする、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記連続領域検出手段は、前記特性情報の変化に応じた前記連続領域の変化を検出し、

前記顕在化判別手段は、該連続領域の変化に基づいて、当該連続領域が前記管状組織のみを示すものであるか否かを判別する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記 3 次元領域指定手段は、前記任意点及び／又は前記顕在化された 3 次元画像に基づいて次に指定する 3 次元領域の中心を決定することで、複数の 3 次元領域を指定し、

前記医用画像生成手段は、前記複数の 3 次元領域で顕在化された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 5】**

コンピュータを用いて、生体内部の所定の管状組織を示す医用画像を生成するための医用画像処理方法であって、

生体内部を示した所定の 3 次元ボリュームデータを取得するステップと、

前記 3 次元ボリュームデータで示される管状組織に含まれる任意点を特定するステップと、

前記特定された任意点に基づいた少なくとも一の 3 次元領域を指定するステップと、

前記指定された 3 次元領域内に含まれる前記管状組織を示す 3 次元画像を生成するステップと、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成するステップと、を備え、

前記 3 次元画像を生成するステップは、指定された 3 次元領域内の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域内の管状組織のみを示す 3 次元画像を顕在化させるステップをさらに備える、

ことを特徴とする医用画像処理方法。

**【請求項 6】**

前記 3 次元画像を顕在化させるステップは、

前記所定の特性情報を変化させることで変化する所定の連続領域を検出するス

テップをさらに備え、

前記変化した連続領域が、当該 3 次元領域の中心を含み、かつ、当該 3 次元領域との接点が所定数以上でない場合に、当該連続領域を前記顕在化された 3 次元画像とする、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の医用画像処理方法。

#### 【請求項 7】

前記 3 次元領域を指定するステップは、指定した 3 次元領域において顕在化された 3 次元画像に基づいて、次に指定する 3 次元領域の中心を決定することで、前記管状組織に沿って複数の 3 次元領域を順次指定する、

ことを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の医用画像処理方法。

#### 【請求項 8】

前記 3 次元領域を指定するステップは、前記特定された任意点を中心とする所定の 3 次元領域を指定する、

ことを特徴とする請求項 5 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理方法。

#### 【請求項 9】

コンピュータを、

生体内部を示す所定の 3 次元ボリュームデータを取得する手段と、

前記 3 次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とする所定の 3 次元領域を指定する手段と、

前記指定された 3 次元領域の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域における前記管状組織のみを示す 3 次元画像を生成する手段と、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成する手段と、

を備えた医用画像処理装置として機能させることを特徴とするプログラム。

#### 【請求項 10】

コンピュータに、

生体内部を示す所定の 3 次元ボリュームデータを取得するステップ、

前記 3 次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とする所

定の 3 次元領域を指定するステップ、

前記指定された 3 次元領域の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域における前記管状組織のみを示す 3 次元画像を生成するステップ、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成するステップ、

を実行させることで生体内部の所定の管状組織を示す医用画像を生成することを特徴とするプログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は、画像診断等に用いる 3 次元医用画像を生成する医用画像処理装置、医用画像処理方法、および、プログラムに関し、特に、血管などの管状組織を表示するのに好適な医用画像処理装置、医用画像処理方法、および、プログラムに関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

従来より、例えば、CT スキャナや MRI 装置などのモダリティ（撮像装置）で人体内部の断層（スライス）画像を撮像して疾病等の診断を行う画像診断が行われている。また、撮像された断層画像から、所定の臓器や器官などの 3 次元画像を生成して診断を行う手法なども確立しており、精緻かつ正確な診断に寄与している。特に、心臓周辺の冠状血管の 3 次元画像による診断は、心臓疾患の早期発見などに有用である。

##### 【0003】

このような 3 次元画像診断においては、観察対象部位を抽出して診断することが多く行われるが、この場合、いわゆる「セグメント分割」と呼ばれる手法により所定部位が抽出されることが一般的である。しかしながら、例えば、血管（特に心臓周辺の冠状血管）などの管状組織をセグメント分割する場合、対象とする血管のみを抽出することは困難であった。

## 【0004】

血管組織をセグメント分割する手法が、例えば特許文献1に記載されている。ここでは、関心領域（すなわち、対象となる血管組織）を示す画素値と、関心領域外を示す画素値とからなる「二値マスク」を形成して、血管組織と他の組織とを峻別している。

## 【0005】

上記のような二値マスクを用いる手法においては、対象組織を示す画素値を決定すると、その値か否かで判別することになる。この場合、判別領域において対象とする血管のみが存在していれば問題なく抽出されるが、通常、他組織等（血管や器官、臓器、など）が近接している場合が多い。特に心臓周辺の冠状血管を対象とする場合、心臓や他の多くの血管が近接する。これらの近接物の構成物質は、対象血管とほぼ同一であるため、これらを示す画素値も類似したものになる。このように類似した画素値が近接している場合、二値マスクによる手法では、これらの値が一の値として処理されてしまうことがあり、対象としている血管を正確に抽出することができなかった。

## 【0006】

また、心臓から発生する冠状血管を、CTスキャナなどの撮像装置で取得されるCT値に基づいて画像化させる場合、通常、血管の発生地点から延伸するにしたがって、画像の明るさが次第に減少する。すなわち、血管の発生地点からの距離に応じて、画素値が略線形に遷移する近似が成り立つものといえる。この特性にしたがい、血管の発生部から抽出終端にわたって、画素値を線形に遷移させて適用する「多値マスク」を用いて対象血管を抽出する手法も考えられている。しかしながら、当該対象血管に心臓や他の血管が近接している場合や当該血管上に異常部位がある場合などでは、当該対象血管を示す画素値は単純に線形遷移しない。したがって、単に画素値を線形に遷移させて画像化しても、対象血管と近接物とが結合したり、対象血管が寸断されている画像となってしまうことがあり、正確な診断に寄与できる画像を得ることは困難であった。

## 【0007】

その他、例えば、特許文献2においては、注目点付近の平均濃度を検出するこ



とで、血管部位を検出する手法が開示されているが、対象血管に心臓や他の血管が近接している場合においては、有用な濃度値を得ることができないため、このような手法によっても血管部位を正確に抽出することは困難である。

#### 【0008】

##### 【特許文献1】

特開 2002-282235 号公報（第4～5頁）

##### 【特許文献2】

特開平 8-89501 号公報（第6頁）

#### 【0009】

##### 【発明が解決しようとする課題】

本発明は上記実状に鑑みてなされたもので、血管などの管状組織を正確に抽出できる医用画像処理装置、医用画像処理方法、および、プログラムを提供することを目的とする。

#### 【0010】

##### 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の第1の観点にかかる医用画像処理装置は、生体内部を示す3次元ボリュームデータを用いて医用画像を生成する医用画像処理装置であって、

前記3次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とした所定の3次元領域を指定する3次元領域指定手段と、

前記3次元ボリュームデータを用いて、当該3次元領域の3次元画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成される3次元画像を構成する前記3次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該3次元領域における前記管状組織のみを示す3次元画像を顕在化させる画像顕在化手段と、

前記画像顕在化手段が顕在化させた3次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成する医用画像生成手段と、

を備えることを特徴とする。

#### 【0011】

上記医用画像処理装置において、

前記画像顕在化手段は、

前記生成された 3 次元画像を構成する連続領域であって、当該 3 次元領域の中心を含んでいる連続領域を検出する連続領域検出手段と、

該連続領域検出手段が検出した連続領域と前記 3 次元領域とに基づいて、当該連続領域が前記管状組織のみを示すものであるか否かを判別する顕在化判別手段と、をさらに備えていることが望ましく、この場合、

前記顕在化判別手段により前記管状組織のみを示すと判別された連続領域を前記顕在化された 3 次元画像とすることができる。

#### 【0012】

この場合、

前記連続領域検出手段は、前記特性情報の変化に応じた前記連続領域の変化を検出し、

前記顕在化判別手段は、該連続領域の変化に基づいて、当該連続領域が前記管状組織のみを示すものであるか否かを判別することが望ましい。

#### 【0013】

上記医用画像処理装置において、

前記 3 次元領域指定手段は、前記任意点及び／又は前記顕在化された 3 次元画像に基づいて次に指定する 3 次元領域の中心を決定することで、複数の 3 次元領域を指定し、

前記医用画像生成手段は、前記複数の 3 次元領域で顕在化された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成することが望ましい。

#### 【0014】

上記目的を達成するため、本発明の第 2 の観点にかかる医用画像処理方法は、コンピュータを用いて、生体内部の所定の管状組織を示す医用画像を生成するための医用画像処理方法であって、

生体内部を示した所定の 3 次元ボリュームデータを取得するステップと、

前記 3 次元ボリュームデータで示される管状組織に含まれる任意点を特定するステップと、

前記特定された任意点に基づいた少なくとも一の 3 次元領域を指定するステップと、

前記指定された 3 次元領域内に含まれる前記管状組織を示す 3 次元画像を生成するステップと、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成するステップと、を備え、

前記 3 次元画像を生成するステップは、指定された 3 次元領域内の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域内の管状組織のみを示す 3 次元画像を顕在化させるステップをさらに備える、ことを特徴とする。

#### 【0015】

前記 3 次元画像を顕在化させるステップは、

前記所定の特性情報を変化させることで変化する所定の連続領域を検出するステップをさらに備えていることが望ましく、この場合、

前記変化した連続領域が、当該 3 次元領域の中心を含み、かつ、当該 3 次元領域との接点が所定数以上でない場合に、当該連続領域を前記顕在化された 3 次元画像とすることができる。

#### 【0016】

また、前記 3 次元領域を指定するステップは、指定した 3 次元領域において顕在化された 3 次元画像に基づいて、次に指定する 3 次元領域の中心を決定することで、前記管状組織に沿って複数の 3 次元領域を順次指定することが望ましい。

#### 【0017】

また、前記 3 次元領域を指定するステップは、前記特定された任意点を中心とする所定の 3 次元領域を指定するものとすることができる。

上記目的を達成するため、本発明の第 3 の観点にかかるプログラムは、コンピュータを、

生体内部を示す所定の 3 次元ボリュームデータを取得する手段と、

前記 3 次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とする所定の 3 次元領域を指定する手段と、

前記指定された 3 次元領域の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域における前記管状組織のみを示す 3 次元画像を生成する手段と、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成する手段と、

を備えた医用画像処理装置として機能させることを特徴とする。

#### 【0018】

上記目的を達成するため、本発明の第 4 の観点にかかるプログラムは、コンピュータに、

生体内部を示す所定の 3 次元ボリュームデータを取得するステップ、

前記 3 次元ボリュームデータが示す所定の管状組織上の任意点を中心とする所定の 3 次元領域を指定するステップ、

前記指定された 3 次元領域の前記 3 次元ボリュームデータに含まれる所定の特性情報を変化させることで、当該 3 次元領域における前記管状組織のみを示す 3 次元画像を生成するステップ、

前記生成された 3 次元画像を用いて、前記管状組織を示す所定の医用画像を生成するステップ、

を実行させることで生体内部の所定の管状組織を示す医用画像を生成することを特徴とする。

#### 【0019】

上記のような構成によれば、生体内部の管状組織（血管など）の 3 次元画像を正確に抽出・出力することができる。

#### 【0020】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明にかかる実施の形態を説明する。以下の実施の形態においては、所定の医療施設（以下、「医療施設 H」とする）における 3 次元画像診断に本発明が適用される場合を例に説明する。

#### 【0021】

図 1 は、本発明の実施の形態にかかる画像診断システムの構成を示す図である

。図示するように、本実施の形態にかかる画像診断システム 1 は、通信ネットワーク 10 と、モダリティ 100 と、制御端末 200 と、画像処理装置 300、から構成される。

#### 【0022】

通信ネットワーク 10 は、医療施設 H 内で、制御端末 200 や画像処理装置 300 を相互接続し、これらの間の情報伝達を媒介する通信ネットワークであり、例えば、D I C O M (Digital Imaging and C O m m u n i c a t i o n s i n M e d i c i n e) などの所定の通信プロトコルに基づいた情報伝達を媒介する。

#### 【0023】

次にモダリティ 100 について説明する。モダリティ 100 は、人体内部を撮像する撮像装置であり、例えば、C T スキャナ（コンピュータ断層撮影装置）、ヘリカル C T、M R I（磁気共鳴画像装置）、P E T（ポジトロン断層撮影装置）などである。本実施の形態では、X線を用いて人体内部の断層画像を撮像する C T スキャナをモダリティ 100 として採用するものとする。

#### 【0024】

本実施の形態では、モダリティ 100（C T スキャナ）は、後述する制御端末 200 により制御され、患者や受診者など（以下、「受診者等」とする）の内部（生体内部）についての断層画像（スライス）を撮像するものである。ここで、本実施の形態では、モダリティ 100 として C T スキャナを採用しているので、断層画像を示す情報には、X線吸収係数である C T 値などが含まれる。モダリティ 100 と制御端末 200 とは、例えば、D I C O M (Digital Imaging and C O m m u n i c a t i o n s i n M e d i c i n e) などの所定の医用画像通信規格に基づいて接続されている。

#### 【0025】

次に制御端末 200 について説明する。制御端末 200 は、ワークステーションなどの所定の情報処理装置から構成され、接続されているモダリティ 100 の動作を制御するとともに、モダリティ 100 による撮像により取得される撮像画像データ（元データ）を取得する。図 2 を参照して制御端末 200 の構成を説明する。

**【 0 0 2 6 】**

図 2 は、制御端末 2 0 0 の構成を示すブロック図である。図示するように、制御端末 2 0 0 は、制御部 2 1 0 と、通信制御部 2 2 0 と、入力制御部 2 3 0 と、出力制御部 2 4 0 と、プログラム格納部 2 5 0 と、記憶部 2 6 0 と、から構成される。

**【 0 0 2 7 】**

制御部 2 1 0 は、例えば、C P U (Central Processing Unit：中央演算処理装置) やワークエリアとなる所定の記憶装置 (R A M (Random Access Memory) など) から構成され、制御端末 2 0 0 の各部を制御するとともに、プログラム格納部 2 5 0 に格納されている所定の動作プログラムに基づいて後述する各処理を実行する。

**【 0 0 2 8 】**

通信制御部 2 2 0 は、例えば、所定の N I C (Network Interface Card) などの所定の通信装置から構成され、制御端末 2 0 0 とモダリティ 1 0 0 および通信ネットワーク 1 0 とを接続し、モダリティ 1 0 0 や画像処理装置 3 0 0 との通信を行う。

**【 0 0 2 9 】**

入力制御部 2 3 0 は、例えば、キーボードやポインティング・デバイスなどの所定の入力装置 2 3 を接続し、入力装置 2 3 から入力された、制御部 2 1 0 への指示などを受け付けて制御部 2 1 0 に伝達する。

**【 0 0 3 0 】**

出力制御部 2 4 0 は、例えば、ディスプレイ装置やプリンタなどの所定の出力装置 2 4 を接続し、制御部 2 1 0 の処理結果などを必要に応じて出力装置 2 4 に出力する。

**【 0 0 3 1 】**

プログラム格納部 2 5 0 は、例えば、ハードディスク装置や R O M (Read Only Memory) などの所定の記憶装置から構成され、制御部 2 1 0 が実行する種々の動作プログラムが格納されている。プログラム格納部 2 5 0 に格納される動作プログラムは、制御端末 2 0 0 の基本動作を司る任意の O S (Operating System：

基本ソフトウェア)の他に、OSと協働して後述する各処理を実現するための、以下の(1),(2)に示すような動作プログラムが格納されているものとする。後述する制御端末200による処理は、制御部210がこれらの動作プログラムを実行することで実現される。

(1)「モダリティ制御プログラム」：モダリティ100の制御を行うプログラム

(2)「通信プログラム」：通信制御部220を制御し、モダリティ100との通信や、通信ネットワーク10を介した通信を行うプログラム

#### 【0032】

記憶部260は、例えば、RAM(Random Access Memory)やハードディスク装置などの記憶装置などから構成され、モダリティ100から取得した撮像画像データなどを格納する。

#### 【0033】

ここで、モダリティ100から得られる「撮像画像データ」(元データ)は、撮像領域の「3次元ボリュームデータ」を示すものである。この3次元ボリュームデータは、当該領域における座標系情報、および、各座標における特性情報などから構成される。「特性情報」は、画像生成に用いられる際に、当該画像を構成する画素(ピクセル(ボクセル))の特性(例えば、明度、彩度、色調、など)を示すこととなる情報である。本実施の形態では、モダリティ100として「CTスキャナ」を採用しているので、特性情報として「CT値」が用いられるものとする。ここで「CT値」は、X線吸収係数を示す値であり、このCT値を画素値として画像を生成すると、CT値の違いが画像上の明るさの違いとなって現れる。したがって、モダリティ100から取得した「3次元ボリュームデータ」を用いることで、例えば、図3に示すような断層画像(スライス画像)を得ることができる。

#### 【0034】

このような断層画像は、図示するような平行した2次元画像が複数積層されたものとして捉えることができるとともに、これらが一体となった一つの3次元領域として捉えることもできる。すなわち、積層2次元画像のそれぞれを抽出でき

ることはもとより、全体の 3 次元領域から任意の領域を指定することもできる。ここで、任意の平面を指定する方法として、例えば、MPR (Multi Planer Reconstruction) といった手法が知られている。すなわち、図 4 (a) に示すように、3 次元ボリュームデータ内の任意平面を指定することができる。また、任意の曲面を指定する方法として、例えば、CPR (Curved Planer Reconstruction) といった手法が知られている。すなわち、図 4 (b) に示すように、3 次元ボリュームデータ内の任意曲面を指定することができる。

#### 【0035】

次に、画像処理装置 300 について説明する。画像処理装置 300 は、例えば、ワークステーションなどの所定の情報処理装置から構成され、制御端末 200 から取得する 3 次元ボリュームデータ（撮像画像データ）を用いて、3 次元診断画像（医用画像）を生成するものである。画像処理装置 300 の構成を図 5 を参照して以下説明する。

#### 【0036】

図 5 は、画像処理装置 300 の構成を示すブロック図である。図示するように、画像処理装置 300 は、制御部 310 と、通信制御部 320 と、入力制御部 330 と、出力制御部 340 と、プログラム格納部 350 と、画像記憶部 360 と、から構成される。

#### 【0037】

制御部 310 は、例えば、CPU (Central Processing Unit：中央演算処理装置) やワークエリアとなる所定の記憶装置 (RAM (Random Access Memory) など) から構成され、画像処理装置 300 の各部を制御するとともに、プログラム格納部 350 に格納されている所定の動作プログラムに基づいて後述する各処理を実行する。

#### 【0038】

通信制御部 320 は、例えば、所定の NIC (Network Interface Card) などの所定の通信装置から構成され、画像処理装置 300 と通信ネットワーク 10 とを接続し、制御端末 200 などとの通信を行う。

#### 【0039】



入力制御部 330 は、例えば、キーボードやポインティング・デバイスなどの所定の入力装置 33 を接続し、入力装置 33 から入力された、制御部 310 への指示や各データベースに記録される情報などを受け付けて制御部 310 に伝達する。

#### 【0040】

出力制御部 340 は、例えば、ディスプレイ装置やプリンタなどの所定の出力装置 34 を接続し、制御部 310 の処理結果などを必要に応じて出力装置 34 に出力する。

#### 【0041】

プログラム格納部 350 は、例えば、ハードディスク装置や ROM (Read Only Memory) などの所定の記憶装置から構成され、制御部 310 が実行する種々の動作プログラムが格納されている。プログラム格納部 350 に格納される動作プログラムには、画像処理装置 300 の基本動作を司る任意の OS (Operating System: 基本ソフトウェア) の他に、OS と協働して後述する各処理を実現するための、以下の (1) ~ (3) に示すような動作プログラムが含まれているものとする。後述する画像処理装置 300 による処理は、制御部 310 がこれらの動作プログラムを実行することで実現される。

- (1) 「通信プログラム」：通信制御部 320 を制御し、通信ネットワーク 10 を介して制御端末 200 などと通信を行うプログラム
- (2) 「DB 制御プログラム」：画像記憶部 360 を制御するプログラム
- (3) 「画像処理プログラム」：制御端末 200 から取得した撮像画像データに画像処理を行うプログラム

#### 【0042】

画像記憶部 360 は、例えば、半導体記憶装置やハードディスク装置などの書き換え可能な記憶装置などから構成され、後述する各処理により取得されるデータや生成される 3 次元診断画像などを格納する。

#### 【0043】

以下、本実施の形態における各処理を図面を参照して説明する。なお、本実施の形態では、本発明を適用した画像診断システム 1 により、モダリティ 100 が

取得した3次元ボリュームデータから、所望の血管（診察・診断・観察対象となる血管。以下、「対象血管」とする）が含まれている領域の3次元画像から当該血管のみを示す3次元画像を抽出して、画像診断に用いる医用画像を作成するものとする。

#### 【0044】

図6は、本発明を適用した画像診断システム1で画像診断を行うための「画像診断処理」を説明するためのフローチャートである。図示するように、画像診断システム1で画像診断するにあたり、「撮像処理」（ステップS100）、「血管画像生成処理」（ステップS300）、「医用画像生成・出力処理」（ステップS500）が順次実行される。以下、これら各処理の詳細を以下図面を参照して説明する。

#### 【0045】

まず、本実施の形態にかかる「撮像処理」を図7に示すフローチャートを参照して説明する。本処理は、モダリティ100と制御端末200との協働により、受診者等の人体内部断層画像（スライス）を取得するためのものであり、主に制御端末200の動作を中心に以下説明する。制御端末200は、プログラム格納部250の「モダリティ制御プログラム」を実行することで、以下の処理を行う。

#### 【0046】

撮像動作を実行するにあたり、まず、制御端末200において所定の撮像条件情報が設定される（ステップS101）。ここでは、撮像対象領域の指定や造影剤使用の有無などといった撮像諸条件が設定される。

#### 【0047】

制御端末200は、ステップS101で設定された撮像条件に従い、モダリティ100を制御する（ステップS102）。すなわち、モダリティ100は、制御端末200の制御により、上記撮像条件に基づいた撮像動作を行う。この結果、モダリティ100は、設定された撮像領域における、撮像画像データ（3次元ボリュームデータ）を取得する。

#### 【0048】

モダリティ 100 の撮像動作が終了すると、制御端末 200 は、モダリティ 100 から撮像した撮像画像データを取得し（ステップ S103）、記憶部 260 に格納して処理を終了する（ステップ S104）。

#### 【0049】

本実施の形態における「画像診断処理」（図 6）では、このようにして取得された撮像画像データ（3次元ボリュームデータ）を用いて血管を示す 3次元画像を生成する「血管画像生成処理」が実行される。この「血管画像生成処理」を、図 8 に示すフローチャートを参照して説明する。本処理では、画像処理装置 300 が、上記「撮像処理」（ステップ S100、図 7）で取得した撮像画像データを用いて所望の血管の 3次元画像を抽出する。なお、本実施の形態では、心臓付近の冠状血管を抽出対象とした場合を例に以下説明する。また、以下の処理は、画像処理装置 300 の制御部 310 が、プログラム格納部 350 の「画像処理プログラム」を実行することにより行われるものである。

#### 【0050】

まず、画像処理装置 300 は、通信ネットワーク 10 を介して、制御端末 200 から対象となる 3次元ボリュームデータ（撮像画像データ）を取得する（ステップ S301）。

#### 【0051】

次に、制御部 310 は、ステップ S301 で取得した撮像画像（3次元ボリュームデータ）に基づいた 2次元画像を出力装置 34（ディスプレイ装置）に表示し、抽出対象としている血管（以下、「対象血管 Vt」とする）の抽出始点（以下、「始点」とする）および抽出終了点（以下、「終点」とする）の指定を受け付ける（ステップ S302）。ここでは、医師などのオペレータが入力装置 33 を操作して、表示されている 2次元画像上で始点および終点を指定する。

#### 【0052】

図 9（a）に、ここで表示される 2次元画像の例を示す。ここでは、上記 MPR など得られる、対象血管 Vt の管断面を示す画像が出力装置 34 に表示される。すなわち、3次元ボリュームデータに含まれる CT 値の違いに基づく明暗を画像化することで、当該領域における対象血管 Vt の管断面画像を表示する。ここで

、画像処理装置 300 は、オペレータによる入力装置 33 の操作により指定される位置や方向に対応する 3 次元ボリュームデータを画像化することで、表示位置や角度を随時変化させて表示する。なお、血管を撮像対象としている場合、通常、血液の CT 値を上げるために造影剤が用いられており、これにより、図 9 (a) に示すように、血管部が比較的明るく表示される。オペレータは入力装置 33 を操作し、対象血管 Vt の抽出始点における血管断面が表示されるよう表示画面を変化させる。オペレータは、表示された断面の中心（以下、「始点 SP」とする）を入力装置 33 を用いて指定する。また、同様に、抽出終点における断面中心（以下、「終点 EP」とする）を指定する。

#### 【0053】

画像処理装置 300 の制御部 310 は、ステップ S302 で始点 SP が指定されると、その 3 次元座標を特定する。始点 SP の 3 次元座標が特定されると、図 10 (a) に示すように、当該始点 SP が中心（重心）となる立方体形状の 3 次元領域（以下、「3 次元領域 TDR」とし、当該 3 次元領域 TDR の中心を「中心 CP」とする）を指定する（ステップ S303）。ここでは、例えば、上記 MPR で指定する平面領域を組み合わせることなどによって、3 次元領域 TDR を指定する。

#### 【0054】

3 次元領域 TDR が指定されると、制御部 310 は、当該 3 次元領域 TDR 内の 3 次元ボリュームデータを取得する（ステップ S304）。すなわち、ステップ S301 で取得した 3 次元ボリュームデータのうち、当該 3 次元領域 TDR 内部に対応するデータを抽出する。

#### 【0055】

次に制御部 310 は、取得された 3 次元領域 TDR の 3 次元ボリュームデータを用いて 3 次元画像を生成する（ステップ S305）。ここでは、当該 3 次元ボリュームデータを用いて、例えば、「フラッド・フィル」（Flood Fill）や「リージョン・グロウイング法」（Region Growing）などの手法により 3 次元画像を生成する。

#### 【0056】

本実施の形態では、上記のような 3 次元領域 TDR を対象血管  $V_t$  に沿って（始点  $S_P$  ～ 終点  $E_P$ ）順次指定し、各 3 次元領域 TDR における 3 次元血管画像（以下、「単位血管画像」とする）をつなぎ合わせることで、始点  $S_P$  ～ 終点  $E_P$  までの 3 次元血管画像を作成する。したがって、制御部 310 は、このような「単位血管画像」を生成するための「単位血管画像生成処理」（ステップ S320）を実行する。「単位血管画像生成処理」を図 11 に示すフローチャートを参照して説明する。

#### 【0057】

まず、制御部 310 は、ステップ S305 で生成した 3 次元画像上で、始点  $S_P$ （中心  $C_P$ ）が含まれる連続領域を特定する（ステップ S321）。ここで、「連続領域」とは、例えば、「フラッド・フィル（Flood Fill）」などの手法によって求められる、輪郭を同じくする一つの閉じた画像（有限閉止画像）である。ステップ S321 では、3 次元領域 TDR の中心  $C_P$  の座標値に基づき、生成された 3 次元画像の当該座標が含まれる連続領域（以下、「連続領域 CIM」とする）の範囲を特定する。

#### 【0058】

次に制御部 310 は、特定した連続領域 CIM と 3 次元領域 TDR の面部（立方体の一面）とが接する箇所を特定し（ステップ S322）、その箇所が 3 以上であるか否かを判別する（ステップ S323）。ここでは、当該連続領域 CIM が対象血管  $V_t$  のみを示す 3 次元画像（以下、「単位血管画像 IMv」とする）であるか否かが判別される。

#### 【0059】

すなわち、図 10（a）に示すように、指定した 3 次元領域 TDR 内に対象血管  $V_t$  のみが存在する場合には、ステップ S305 で当該 3 次元領域 TDR を画像化することで得られる連続領域 CIM は、図 10（b）に示すような血管画像 IMv となる。

#### 【0060】

しかしながら、心臓付近の冠状血管を対象とする場合、図 12 に示すように、対象血管  $V_t$  に心臓  $H_T$  や他の血管  $V_x$  が近接することになる。対象血管  $V_t$  に心臓  $H_T$  が近接している場合において、対象血管  $V_t$  上の始点  $S_P$  を指定した場合、図 1

3 (a) に示すように、3次元領域TDR内に心臓H Tの一部が含まれることになる。

#### 【0061】

このような3次元領域TDRを画像化すると、図13 (b) に示すようなものとなる。ここで、上述したように、本実施の形態では、3次元ボリュームデータに含まれるC T値を用いて画像化するが、C T値はモダリティ100 (C Tスキャナ) が取得したX線吸収量係数を示すものであり、例えば、「水：0」、「空気：-1000」というように、物質によってその値が予め定まっている。したがって、対象血管Vtを画像化しようとする場合、血管の構成物質 (血液、血管壁、造影剤、など) に対応するC T値を有する画素 (ピクセル (ボクセル)) を表示対象とすることで、当該血管のみが画像化される。ここで、対象血管Vtと、心臓H Tおよび他の血管Vxは構成物質がほぼ同一である。したがって、これらを示すC T値の差異は極めて小さいため、対象血管Vtに心臓H Tが近接している3次元領域TDRを画像化すると、図13 (a) および (b) に示すように、対象血管Vtと心臓H Tの一部とが一体化された画像となってしまうことがあり、対象血管Vtを正確に認識することができなくなってしまう。ここで、始点S P (中心C P) は対象血管Vt上に指定されているため、上記対象血管Vtと心臓H Tとが一体となった画像が、連続領域CIMとして特定されることになる。

#### 【0062】

したがって、連続領域CIMが対象血管Vtのみを示すものであるか、あるいは、心臓H T等をも含んだものであるかを判別する必要がある。ステップS323においては、連続領域CIMと3次元領域TDRとの接点の数に注目して判別を行う。

#### 【0063】

すなわち、対象血管Vtは管状であるため、3次元領域TDR内に対象血管Vtのみが存在する場合に生成される連続領域CIM (すなわち、単位血管画像IMv) と3次元領域TDRの面部と接する箇所 (以下、「接点E G」とする) は、図10 (b) に示すように、接点E G1と接点E G2の2カ所となる (以下、「単位血管画像IMv」についての「接点E G」のうち、進行方向の上流側を「E G1」、下流側を「E G2」とする (進行方向は始点S Pと終点E Pとに基づいて決定されるも

のとする) )。

#### 【0064】

一方、対象血管V<sub>t</sub>に心臓H Tや他の血管V<sub>x</sub>が近接している場合に生成される連続領域CIMと3次元領域TDRとの接点E Gは、図13 (b)に示すように、接点E G 1、接点E G 2、および、接点E G 3の少なくとも3カ所となる(以下、対象血管V<sub>t</sub>以外の部分についての接点E Gを「E G 3」とする)。このような原理に基づき、ステップS 3 2 3において接点E Gが3カ所以上であるか否かを判別することで、当該連続領域CIMが対象血管V<sub>t</sub>のみを示す3次元画像であるか、心臓H T等をも含んだ3次元画像であるかを判別することができる。

#### 【0065】

ここで、接点E Gが3カ所以上でない場合(ステップS 3 2 3 : N o)は、当該連続領域CIMが対象血管V<sub>t</sub>のみを示す画像であるので、当該連続領域CIMを単位血管画像IM<sub>v</sub>として抽出し(ステップS 3 2 4)、「血管画像生成処理」(図8)のフローに戻る。

#### 【0066】

一方、接点E Gが3カ所以上である場合(ステップS 3 2 3 : Y e s)は、当該連続領域CIMは対象血管V<sub>t</sub>以外の心臓H Tなども含んでいるため、当該連続領域CIMから単位血管画像IM<sub>v</sub>を抽出するための「血管画像顕在化処理」(ステップS 3 3 0)が実行される。この「血管画像顕在化処理」を図14に示すフローチャートを参照して説明する。ここでは、3次元領域TDRを画像化する際に用いるC T値の範囲(以下、「対象C T値範囲」とする)を変化させ、対象血管V<sub>t</sub>のみを示す画像を顕在化させる。

#### 【0067】

まず制御部310は、対象C T値範囲を変化させるために用いる「閾値」の範囲(以下、「閾値範囲」とする)を設定する(ステップS 3 3 1)。すなわち、本実施の形態では、以下の処理において、「対象C T値範囲」の下限值を示す閾値を変化させることで対象C T値範囲を変化させるため、この閾値の変化範囲(最小閾値th<sub>min</sub>~最大閾値th<sub>max</sub>)をまず規定するものである。

#### 【0068】

ここで「対象CT値範囲」とは、対象としている生体（人体）内部の画像化する際に対象となるCT値の範囲を示すものである。本実施の形態では、人体内部を画像化対象としているので、臓器、器官、血液（造影剤）、骨、などが画像化対象となる。上述したように、CT値は物質によって予め定まっているため、これら画像化対象に対応したCT値の範囲が「対象CT値範囲」として定めることができる。そして、このように定まる「対象CT値範囲」内で閾値を変化させるので、「閾値範囲」も「対象CT値範囲」と同一の範囲となる。

#### 【0069】

また、上述したように、本実施の形態における「閾値」は、対象CT値範囲の下限値を示すものである。すなわち、ある閾値が指定された場合、当該閾値に対応するCT値以上の値を示す全てのCT値が対象となる。したがって、当該領域を構成する3次元ボリュームデータのうち、「対象CT値範囲」に含まれるCT値が特性情報となる座標が画像化対象となる。例えば、閾値範囲（対象CT値範囲）が「0～1000」である場合に、閾値「100」が設定されると、「100～1000」の範囲に含まれるCT値を特性情報としている座標が画像化される。

#### 【0070】

また、X線吸収量係数であるCT値を用いて画像化した場合、CT値の違いが明るさの違いとなって現れる。このとき、例えば、画像化対象となっているCT値を特性情報として持つピクセル（ボクセル）を画像化する。なお、本実施の形態では、撮像の際に造影剤を使用して血液のCT値を上昇させているものとする。

#### 【0071】

まず制御部310は、ステップS331で設定された最小閾値 $th_{min}$ を閾値 $th$ とし（ステップS332）、当該閾値 $th$ を下限値としたCT値を特性情報として持っている3次元領域TDR内のピクセル（ボクセル）を画像化する（ステップS333）。閾値 $th$ が最小閾値 $th_{min}$ である場合、適用されるCT値は、閾値範囲（最小閾値 $th_{min}$ ～最大閾値 $th_{max}$ ）に対応するすべてのCT値が該当することになる。ここで、ステップS331において、生体内を画像化できるCT値の幅を



閾値範囲としているので、閾値 $th$ が最小閾値 $th_{min}$ における画像化の結果は、図 13 (b) に示すような連続領域CIMとなる。

#### 【0072】

制御部 310 は、ステップ S 333 による画像化による連続領域CIMの境界を特定し、所定の記憶部（例えば、ワークエリアや画像記憶部 360 など）に記録する（ステップ S 334）。ここで「連続領域CIMの境界」を特定するために、任意のパラメータを用いることができる。例えば、連続領域CIMが示す 3 次元オブジェクトの体積値や表面積、あるいは、輪郭の座標値、などを用いることができる。このようなパラメータのいずれか、あるいは、これらの組み合わせにより、連続領域CIMの境界を特定するものとする。本実施の形態では、以下「体積値」をパラメータに用いる場合を例に説明する。

#### 【0073】

以後、制御部 310 は、閾値 $th$ を最大閾値 $th_{max}$ となるまで順次変化させ、各閾値においてステップ S 333～S 334 の処理を行う（ステップ S 335：No、S 336）。すなわち、閾値 $th$ を最小閾値 $th_{min}$ から最大閾値 $th_{max}$ まで順次増分し、各閾値毎に（1）画像化、（2）連続領域CIMの体積値算出と記録、を行う。これにより、上記所定の記憶部には、ステップ S 334 で特定された、各閾値毎の連続領域CIMの境界が記録される。なお、閾値 $th$ （すなわち、対象 CT 値範囲の下限値）の増分率は任意であり、例えば、画像処理装置 300 の処理能力や所望する精度によって任意に設定されるものとする。なお、本実施の形態においては、説明を容易にするために、閾値 $th$ は「+1」ずつ増分されるものとする。

#### 【0074】

制御部 310 は、各閾値 $th$ 毎に記録した体積値に基づいて、閾値 $th_{min}$ ～閾値 $th_{max}$ における体積値の変化率を算出する（ステップ S 337）。すなわち、各閾値 $th$ における連続領域CIMの体積値をプロットすることで、図 15 に示すような、体積分布を示すグラフを得ることができる。このグラフにおいては、横軸が閾値 $th$ （最小閾値 $th_{min}$ ～最大閾値 $th_{max}$ ）を示し、縦軸が連続領域CIMの体積値を示す。図示するように、閾値 $th$ が最小閾値 $th_{min}$ ～最大閾値 $th_{max}$ に遷移するにし

たがって連続領域CIMの体積値は減少する。これは、閾値の遷移に応じて、対象CT値範囲が狭まるため、画像化される部分も減少するためである。

#### 【0075】

ここで、図15に示すグラフにおいて、接点EGが3カ所以上現れたときの閾値を対象除外とする（図中の斜線部「EG3」）。これは、対象としている血管は管状であり、かつ、3次元領域TDRの中心CPは対象血管Vt上にあるため、対象血管Vtが顕在化されたとき（対象血管Vtを示す画像と心臓HTを示す画像が分離したとき）には、中心CPを含むとした連続領域CIMは対象血管Vtのみを示すものとなり、3次元領域TDRとの接点EGが3カ所以上あることはあり得ないためである。

#### 【0076】

また、図15のグラフに示すように、閾値thを増分させる（すなわち、対象CT値範囲を狭める）過程で、連続領域CIMの体積値が急激に減少することがある。グラフに示す例では、閾値が $th_a \sim th_{a+1}$ に遷移した時と、 $th_b \sim th_{b+1}$ に遷移した時に体積値が急減している。ここで、「 $th_a \sim th_{a+1}$ 」への遷移時は、それまで連続領域CIMが接点EG3により3次元領域TDRの面部と接していたものが、図16（a）に示すように、体積の減少に伴い接点EG3が消滅した時である。このとき、連続領域CIMの体積値が急激に減少する。

#### 【0077】

また、「 $th_b \sim th_{b+1}$ 」への遷移時は、連続領域CIMが対象血管Vtのみを示すものとして顕在化された時である。すなわち、閾値 $th_{a+1} \sim th_b$ に遷移するにしたがって、図16（b）に示すように、連続領域CIMの体積値が減少し、閾値 $th_b \sim th_{b+1}$ に遷移した際、連続領域CIMは、対象血管Vtのみを示す「連続領域CIM1」と心臓HTの一部を示す「連続領域CIM2」とに分離される。ここで、境界変化の検出対象となるのは、中心CPが含まれている連続領域CIMであるので、連続領域CIM1が対象となる。したがって、連続領域CIM1の体積値に着目すると、連続領域CIM2と一体であった閾値 $th_b$ までの体積値から急激に減少することとなる。

#### 【0078】

本処理では、対象血管Vtが画像上で顕在化されたことを識別するものであるか

ら、上記のような体積値（すなわち、連続領域CIMの境界）の急減を検出することで、対象血管Vtが顕在化されたか否かを判別することができる。しかし、3次元領域TDRが指定された場所や連続領域CIMの形状などといった諸条件の違いによっては、対象血管Vtが顕在化したときの变化よりも、接点EG3が消滅したときの变化の方が大きい場合もある。したがって、閾値範囲内で体積値変化率が最大となる箇所を検出しても、必ずしも、血管の顕在化を検出することができない。そこで制御部310は、接点EG3が存在するときの閾値を除外し、除外後の閾値のうちで体積値変化が最大（すなわち、連続領域CIMの境界の変化が最大）となる閾値を特定する（ステップS338）。

#### 【0079】

制御部310は、ステップS338で特定した閾値を下限値とし、閾値 $th_{max}$ を上限値としたCT値範囲に該当するピクセル（ボクセル）を画像化し（ステップS339）、図11に示す「単位血管画像生成処理」のフローに戻る。

#### 【0080】

単位血管画像生成処理では、ステップS339での画像化により、図16（c）に示すような単位血管画像IMvを得ることができる（ステップS324）。

#### 【0081】

当該3次元領域TDRで単位血管画像IMvを取得すると、ワークエリアなどの所定の記憶領域に保持してから、図8に示す「血管画像生成処理」のフローにもどる。本実施の形態では、対象血管Vt上で、始点SPから終点EPまで順次3次元領域TDRを指定し、各3次元領域TDRで取得される単位血管画像IMvを用いて対象血管Vtの3次元画像を生成する。したがって、一の3次元領域TDRで単位血管画像IMvを取得すると、終点EPに到達するまで（ステップS306：No）、次の3次元領域TDRを指定するための「次中心位置決定処理」（ステップS340）が実行される。

#### 【0082】

「次中心位置決定処理」においては、3次元領域TDRとその3次元領域TDRの単位血管画像IMvとに基づいて、次に指定する3次元領域TDRの中心CPとなる位置（以下、「次中心位置」とする）を決定する。この場合、例えば、生成された単

位血管画像IMvの終端部を次中心位置とすることができる。より詳細には、図17(a)に示すように、前に指定された3次元領域TDR1(中心CP1)で生成された単位血管画像IMvの終端(すなわち、単位血管画像IMvと3次元領域TDR1との接点EG2)を中心CP2として、次の3次元領域TDR2が指定される。

#### 【0083】

あるいは、図17(b)に示すように、前に指定された3次元領域TDR1の中心CP1と、3次元領域TDR1で生成された単位血管画像IMvの終端(すなわち、単位血管画像IMvと3次元領域TDR1との接点EG2)を結ぶ線分SL(例えば、3次元パステータなど)を求め、この線分SLの中点を中心CP2として、次の3次元領域TDR2を指定してもよい。あるいは、連続領域CIMを細線化(Skeltonization)し、細線化により得られた線上の点を中心として、次の空間領域を指定してもよい。

#### 【0084】

このようにして順次3次元領域TDRを対象血管Vtに沿って指定していき(ステップS306(No)→S340→S320:図8)、終点EPまで到達すると(ステップS306:Yes)、ワークエリアなどに保持されている各3次元領域TDRでの単位血管画像IMvを接合して、始点SP~終点EPまでの対象血管Vtを示す3次元画像を生成して、「血管画像生成処理」を終了する(ステップS307)。

#### 【0085】

本実施の形態にかかる「画像診断処理」(図6)では、上記「血管画像生成処理」(図8)で生成された血管画像を用いて所定の医用画像の生成・出力を行う「医用画像生成・出力処理」(ステップS500)が実行される。ここでは、図18に示すように、心臓付近の冠状血管を示す医用画像Mimが生成され、出力装置34(ディスプレイ装置)に表示される所定のウィンドウMW内などに表示される。

#### 【0086】

以上説明したように、本発明の実施の形態にかかる画像診断システムによれば、血管などの管状組織の3次元画像を生成する際に、各3次元領域TDRで閾値を

変化させることで血管を顕在化させているので、例えば、血管径の変化や異常部位により管の途中でCT値が変化している場合であっても対象血管Vtの3次元画像を正確に抽出することができる。したがって、寸断等されることのない良好な画像を得ることができる。また、CT値が類似する他の器官等が近接している場合であっても、対象血管の中心線を正確に抽出することができる。したがって、特に、心臓付近の冠状血管を対象とした診断・治療に極めて有用な医用画像表示を実現できる。

#### 【0087】

上記実施の形態では、3次元領域TDRとして立方体形状の3次元領域TDRを指定する場合を例示したが、3次元領域TDRの形状はこれに限られない。例えば、図19(a)に示すような直方体形状や、図19(b)に示すような三角錐形状、あるいは、図20(a)に示すような球体形状や、図20(b)に示すような円柱形状などを用いることができるほか、例えば、楕球形状、樽型形状、トーラス（輪管面）といった、任意の形状の3次元領域TDRを指定してもよい。また、上記実施の形態においては、3次元領域TDRと連続領域CIMとの接点が3以上であるか否かによって、当該連続領域CIMが対象血管Vtのみを示すものであるか否かを判別したが、対象血管Vtの顕在化が判別できるのであれば、判別に用いる接点の数は3に限られず、任意である。

#### 【0088】

上記実施の形態では、始点SPと終点EP（任意点）を、オペレータが入力装置33を操作し、血管断面を示す2次元画像上で指定するものとしたが、任意点を指定する方法はこれに限られない。例えば、オペレータの操作によらず、画像処理装置300が実行するプログラムや画像処理装置300に接続されている他の装置などからの指示等により任意点が指定されてもよい。また、上記実施の形態では、始点SPと終点EPの双方を指定するものとしたが、始点SPまたは終点EPのいずれか一方を指定するものとしてもよい。この場合、「抽出方向」がオペレータやプログラムの指示などによって指定されてもよい。さらに、上記実施の形態では、3次元領域TDRの指定が終点EPに到達することにより抽出を終了したが、これに限られず、例えば、血管径についての閾値を設定しておき、単

位血管画像IM<sub>v</sub>に基づいて各単位血管画像IM<sub>v</sub>が示す血管部位の血管径を算出し、所定値以下の血管径となったときに抽出を終了するようにしてもよい。

#### 【0089】

上記実施の形態では、対象血管V<sub>t</sub>上の任意点を中心とする3次元領域TDRを指定したが、対象血管V<sub>t</sub>を抽出できるのであれば、3次元領域TDRの指定方法はこれに限られない。例えば、対象血管V<sub>t</sub>上の任意点が、指定する3次元領域TDRの所定の頂点となるように当該3次元領域TDRを指定してもよい。あるいは、対象血管V<sub>t</sub>上の任意点が、指定する3次元領域TDRを構成する一面の中心となるように当該3次元領域TDRを指定してもよい。

#### 【0090】

上記実施の形態では、連続領域CIMの体積変化に注目して血管画像の顕在化を判別する場合を例示したが、注目対象事項はこれに限られず、例えば、連続領域CIMの形状の変化などに基づいて判別してもよい。また、上記実施の形態では、顕在化された血管画像を特定するために、「有限閉止画像」などの閉じた連続領域CIMを用いたが、顕在化の特定が可能であれば、すなわち、対象血管V<sub>t</sub>のみを示す画像の境界が確定できるのであれば、一定の連続性を有する開領域であってもよい。

#### 【0091】

上記実施の形態では、「対象CT値範囲」の下限値を示す閾値を変化させるものとしたが、閾値の設定は任意である。例えば、「対象CT値範囲」の上限値を示すものであってもよい。また、上記実施の形態では、閾値を最小閾値 $th_{min}$ から最大閾値 $th_{max}$ まで変化させたが、変化のさせ方は任意であり、例えば、最大閾値 $th_{max}$ から最小閾値 $th_{min}$ に変化させてもよい。また、上記実施の形態では、閾値を変化させることで、「対象CT値範囲」を徐々に狭めるようにしたが、これに限られず、例えば、「対象CT値範囲」を徐々に拡大させることで顕在化を判別してもよい。

#### 【0092】

また、任意の「閾値」を用いることができる。例えば、3次元画像生成に「リジョン・グロウイング法 (Region Growing)」を用いる場合には、パラメータ

(例えば、「勾配の閾値」など)を変化させることで、領域を変化させてもよい。この場合のパラメータは、複数存在していてもよい。

#### 【0093】

上記実施の形態では、モダリティ100としてCTスキャナを採用し、よって、CT画像を用いた場合を例に説明したが、上述したように、採用できるモダリティ100は任意であり、したがって、採用されるモダリティ装置に応じた画像(例えば、MR画像や超音波画像など)を用いてもよい。

#### 【0094】

上記実施の形態では、特に冠状血管などの血管を抽出対象としたが、管状組織(管状臓器、管腔臓器)であれば抽出対象とすることができ、例えば、気管、腸、神経、などを抽出対象とすることができる。

#### 【0095】

上記実施の形態の画像処理装置300が持つ上記各処理にかかる機能の一部またはすべてを、例えば、モダリティ100や制御端末200などが有していてもよい。すなわち、上記画像処理装置300が有する各機能は、単一の装置により実現されてもよく、あるいは、複数の装置の協働により実現されるものであってもよい。

#### 【0096】

上記実施の形態における画像処理装置300は、専用装置で構成可能であることはもとより、例えば、パーソナルコンピュータなどの汎用コンピュータ装置などで構成することもできる。この場合、上記各処理を実現するためのプログラムの一部または全部を汎用コンピュータ装置にインストールし、OSなどの制御下で実行することにより、画像処理装置300を構成することができる。この場合のプログラム配布形態は任意である。例えば、CD-ROMなどの記録媒体に格納して配布可能であることはもとより、搬送波に重畳させることで通信媒体(インターネットなど)を介して配布することができる。

#### 【0097】

#### 【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、医用画像の生成において、血管などの

管状組織を正確に抽出・出力することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施の形態にかかる「画像診断システム」の構成を模式的に示す図である。

【図 2】

図 1 に示す「制御端末」の構成を示すブロック図である。

【図 3】

図 2 に示す制御端末が取得する断層画像（スライス）を説明するための図である。

【図 4】

3次元ボリュームデータの任意領域を指定する手法を説明するための図であり、（a）は「MPR」の例を示し、（b）は「CPR」の例を示す。

【図 5】

図 1 に示す「画像処理装置」の構成を示すブロック図である。

【図 6】

本発明の実施の形態にかかる「画像診断処理」を説明するためのフローチャートである。

【図 7】

図 6 に示す「撮像処理」を説明するためのフローチャートである。

【図 8】

図 6 に示す「血管画像生成処理」を説明するためのフローチャートである。

【図 9】

図 8 に示す「血管画像生成処理」にかかる処理を説明するための図であり、（a）は始点指定のために表示される 2 次元画像の例を示し、（b）は指定された始点および終点と対象血管との位置関係を模式的に示す。

【図 10】

図 8 に示す「血管画像生成処理」にかかる処理を説明するための図であり、（a）は指定された始点と指定される空間領域との位置関係を説明するための図で



あり、(b)は指定された空間領域で抽出される「単位血管画像」の例を示す図である。

【図 1 1】

図 8 に示す「血管画像生成処理」において実行される「単位血管画像生成処理」を説明するためのフローチャートである。

【図 1 2】

対象血管と、近接する心臓および他の血管との位置関係を説明するための図である。

【図 1 3】

対象血管と心臓とが近接する場合の事例を説明するための図であり、(a)は対象血管、近接する心臓、および、指定される空間領域との位置関係の例を示し、(b)は当該空間領域を画像化したときの 3 次元画像の例を示す。

【図 1 4】

図 1 1 に示す「単位血管画像生成処理」において実行される「血管画像顕在化処理」を説明するためのフローチャートである。

【図 1 5】

図 1 4 に示す「血管画像顕在化処理」における閾値の変化と連続領域の体積値との関係を示すグラフである。

【図 1 6】

図 1 5 に示すグラフに現れる連続領域の変化を説明するための図であり、(a)は連続領域と空間領域との接点が減少した時点における連続領域の例を示し、(b)は連続領域の体積値が減少している時の連続領域の例を示し、(c)は連続領域が分離した時の連続領域の例を示す。

【図 1 7】

図 8 に示す「血管画像生成処理」における「次中心位置決定処理」を説明するための図であり、(a)は単位血管画像の終端を次の中心とする場合を説明するための模式図であり、(b)は単位血管画像の終端と前の中心との中点を次の中心とする場合を説明するための模式図である。

【図 1 8】

図 6 に示す「画像診断処理」における「医用画像生成出力・処理」において生成・出力される医用画像の例を示す図である。

【図 1 9】

本発明の実施の形態における空間領域として適用可能な形状を例示する図であり、（a）は直方体形状の空間領域を示し、（b）は三角錐形状の空間領域を示す。

【図 2 0】

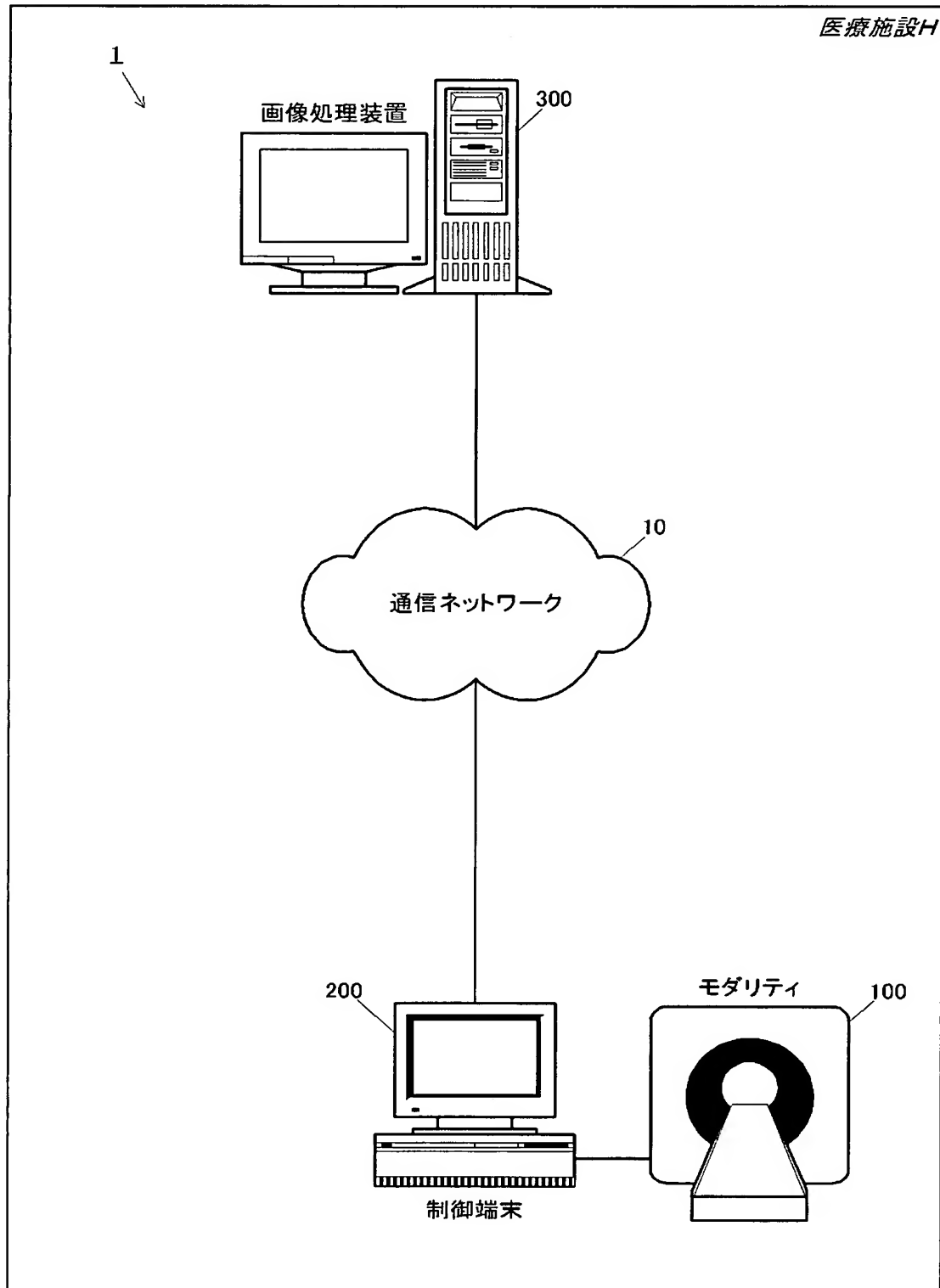
本発明の実施の形態における空間領域として適用可能な形状を例示する図であり、（a）は球体形状の空間領域を示し、（b）は円柱形状の空間領域を示す。

【符号の説明】

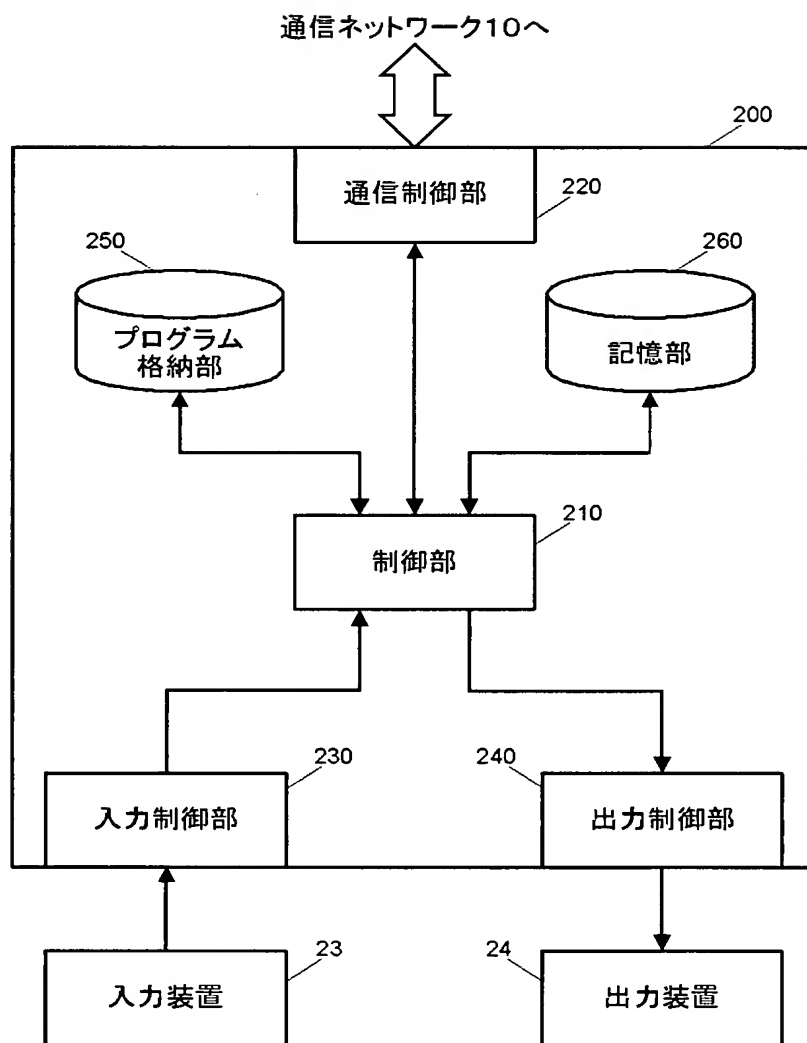
- 1 画像診断システム
- 1 0 通信ネットワーク
- 1 0 0 モダリティ
- 2 0 0 制御端末
- 3 0 0 画像処理装置

【書類名】 図面

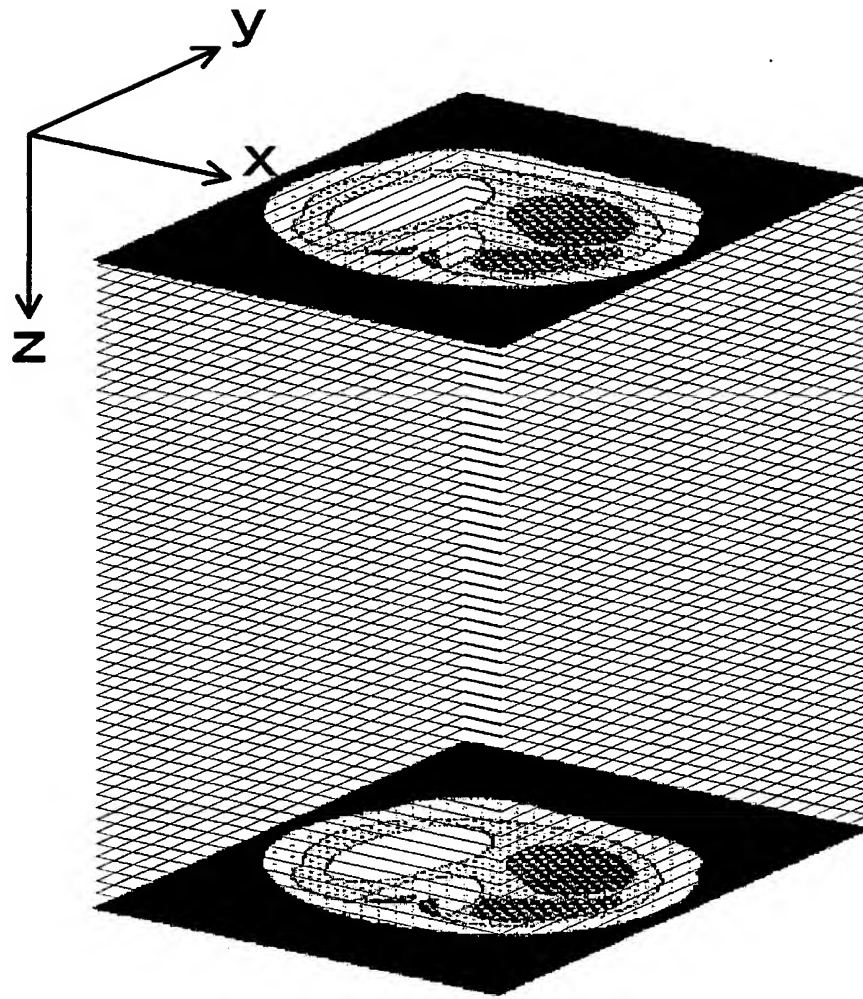
【図 1】



【図 2】



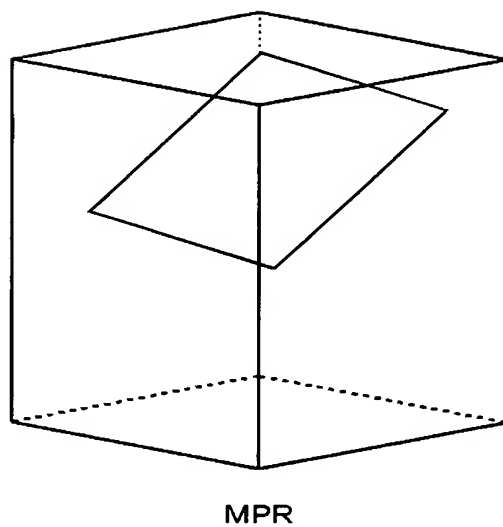
【図 3】



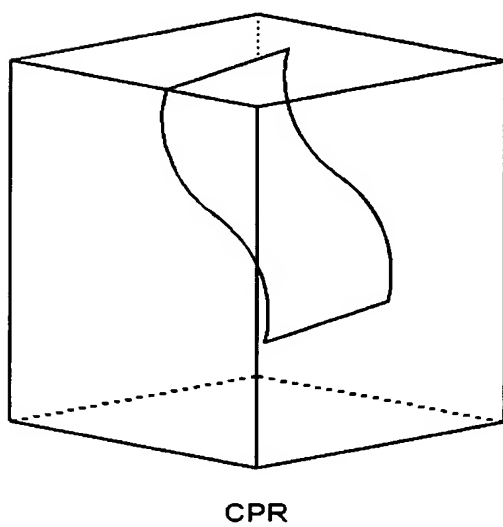
スライス画像

【図 4】

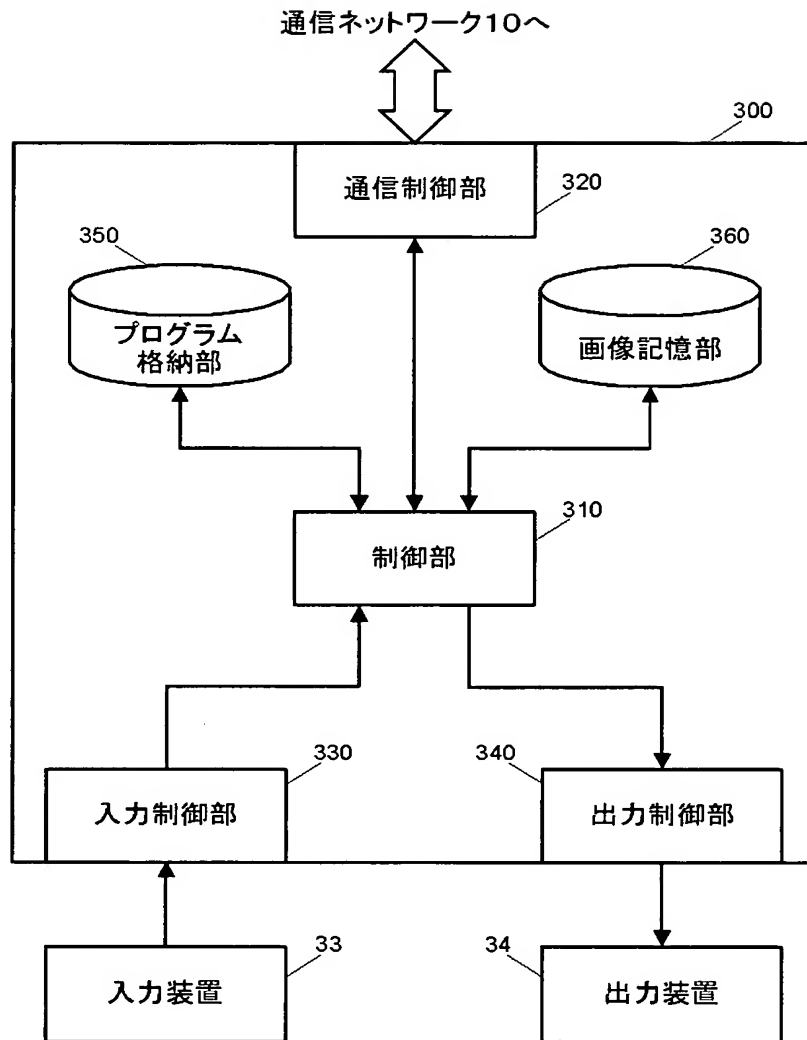
(a)



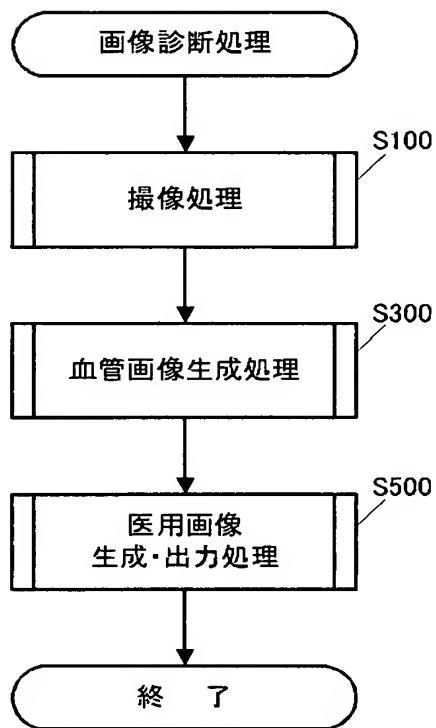
(b)



【図 5】

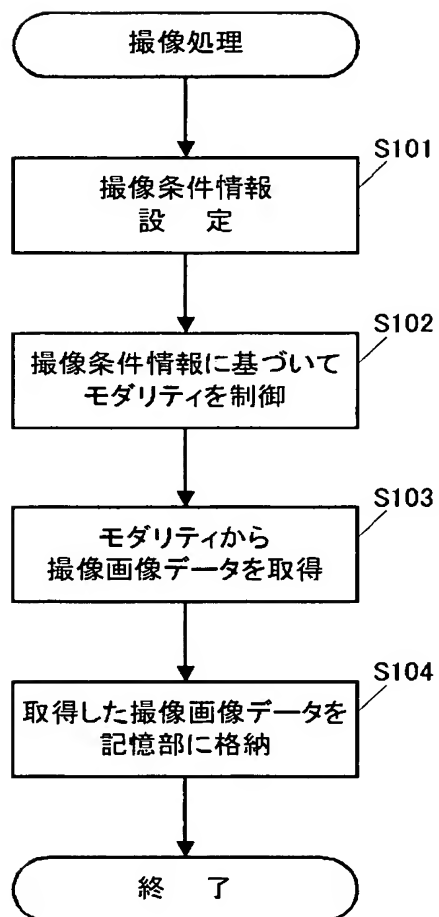


【図 6】

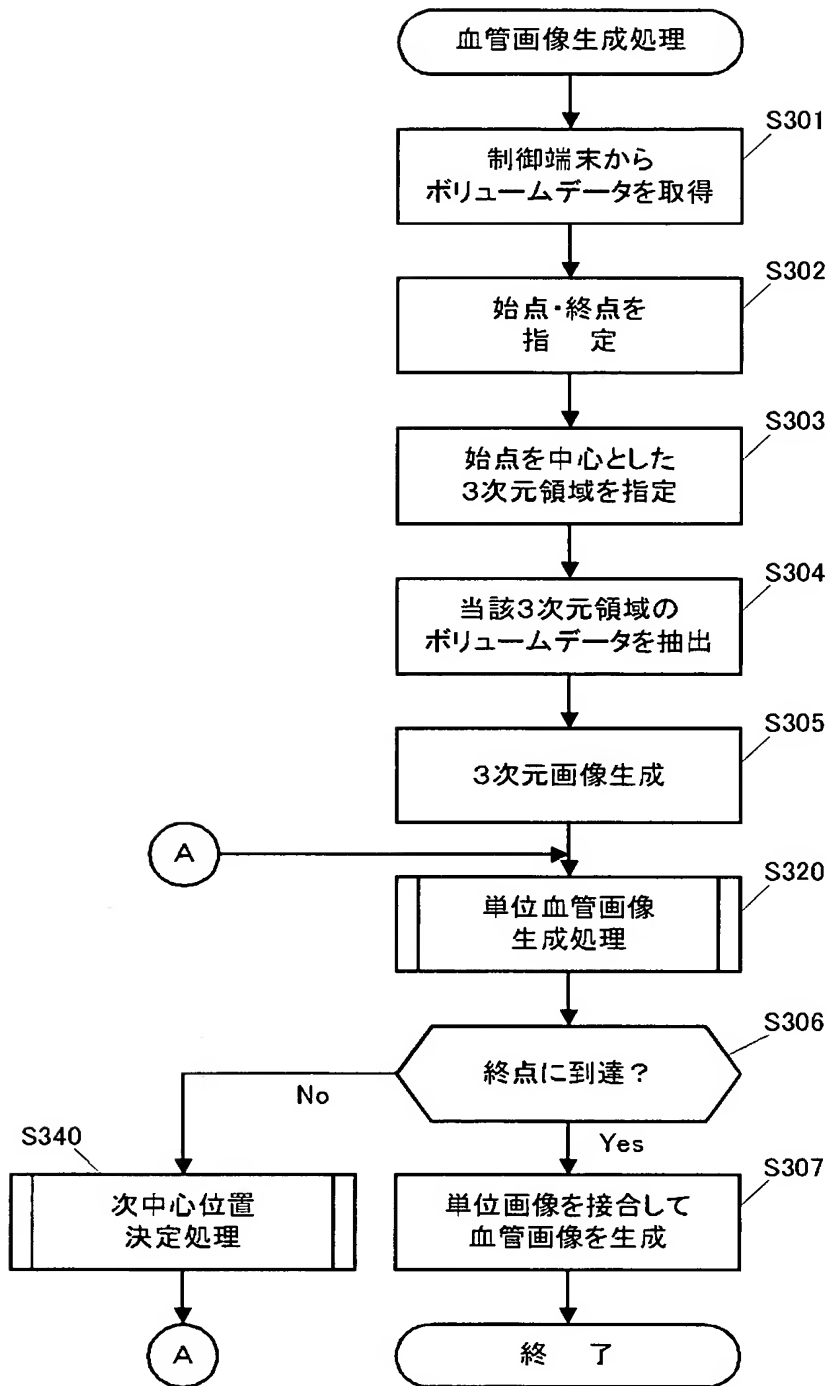




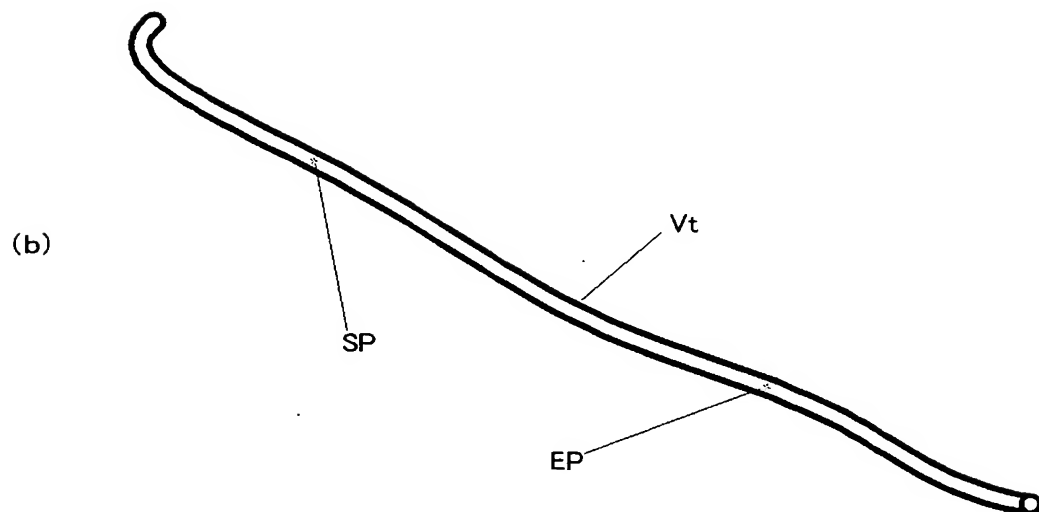
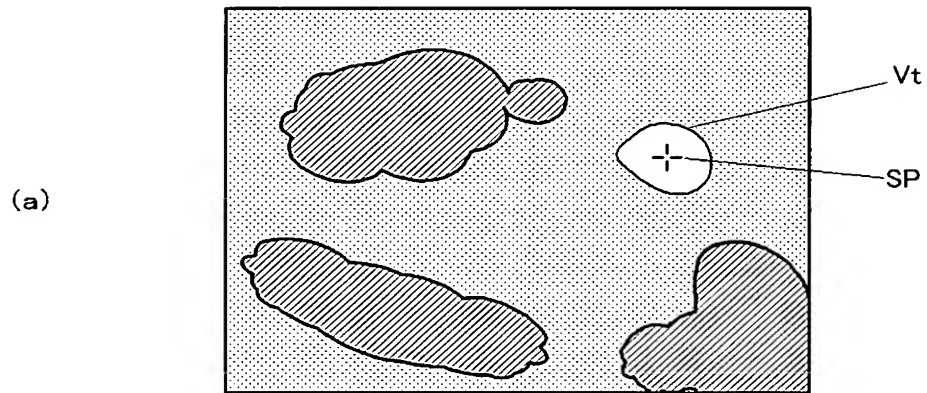
【図 7】



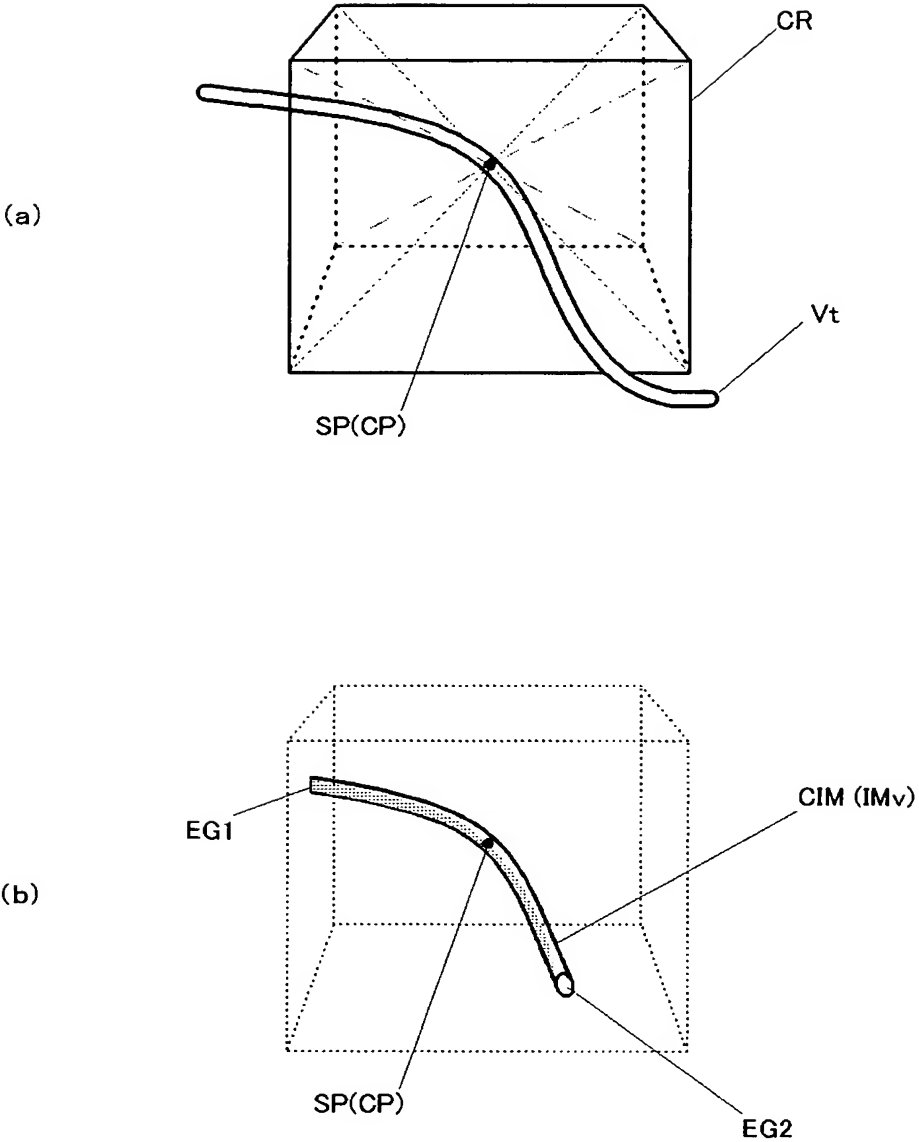
【図 8】



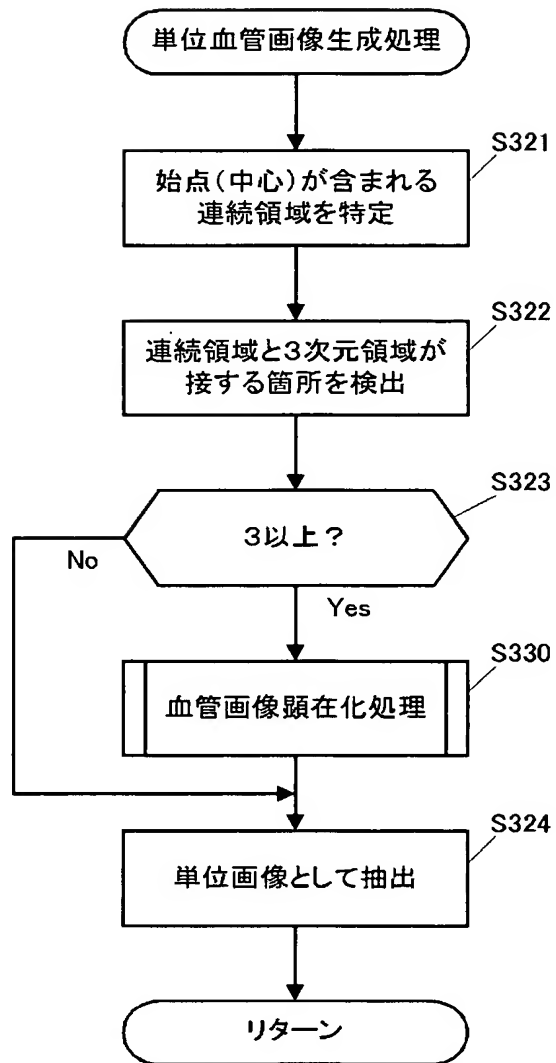
【図 9】



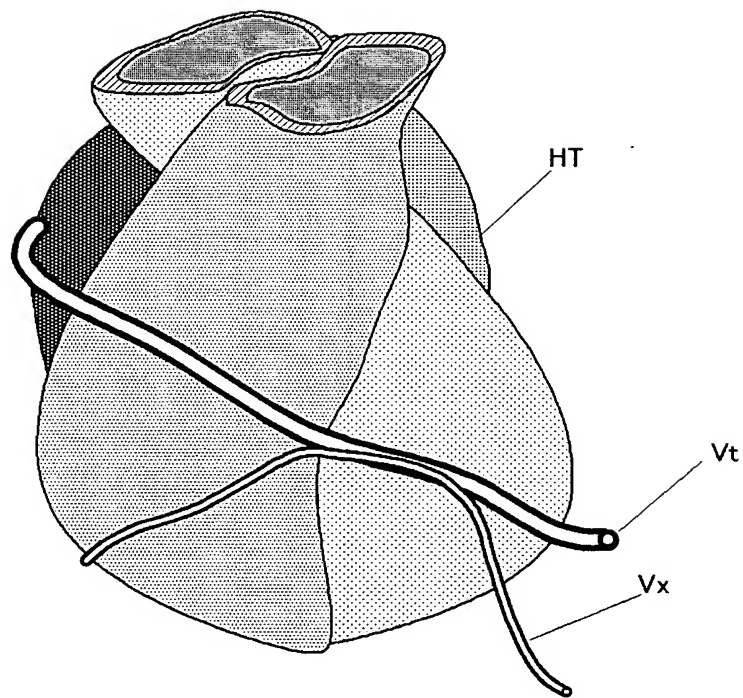
【図 10】



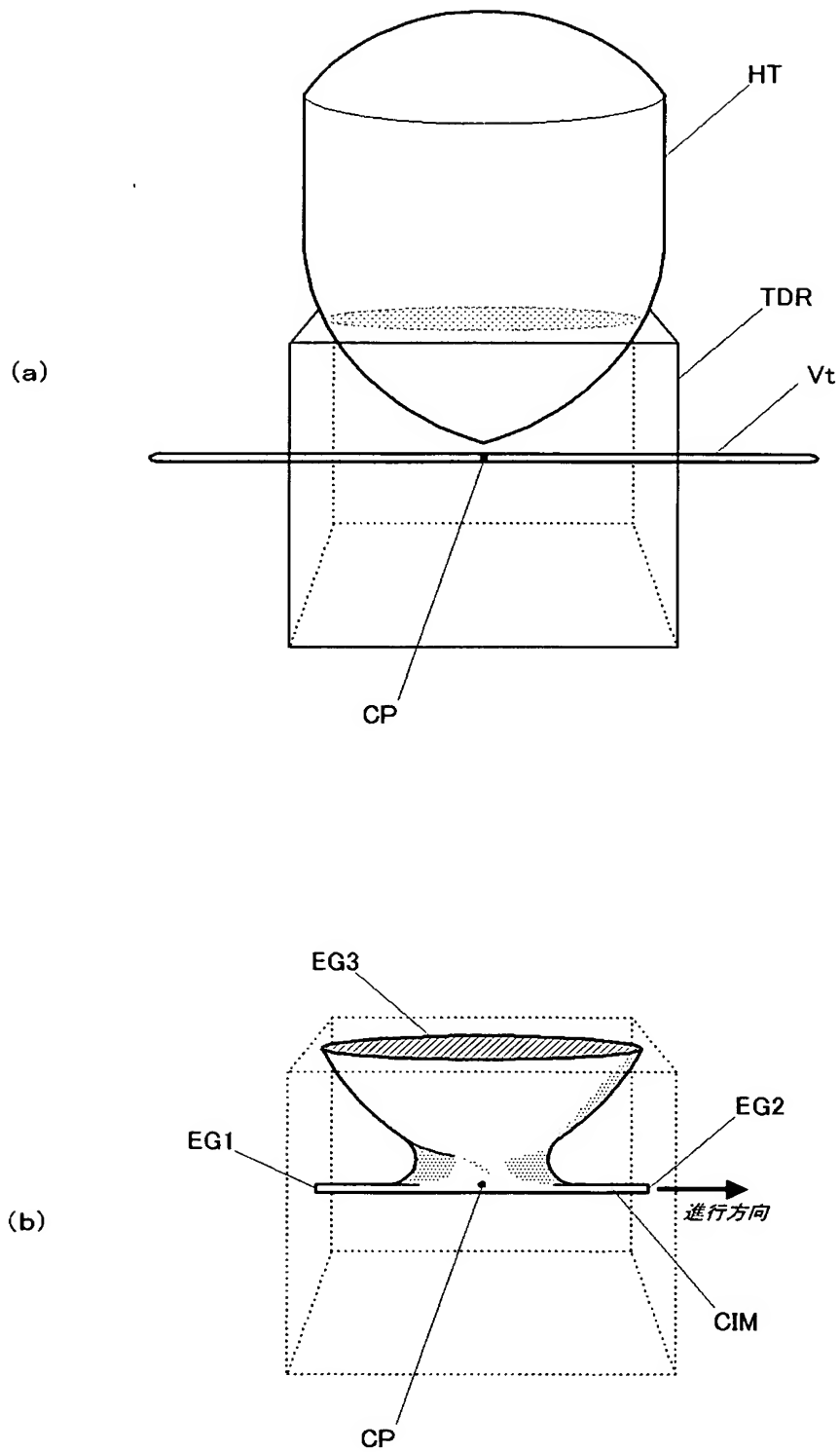
【図 11】



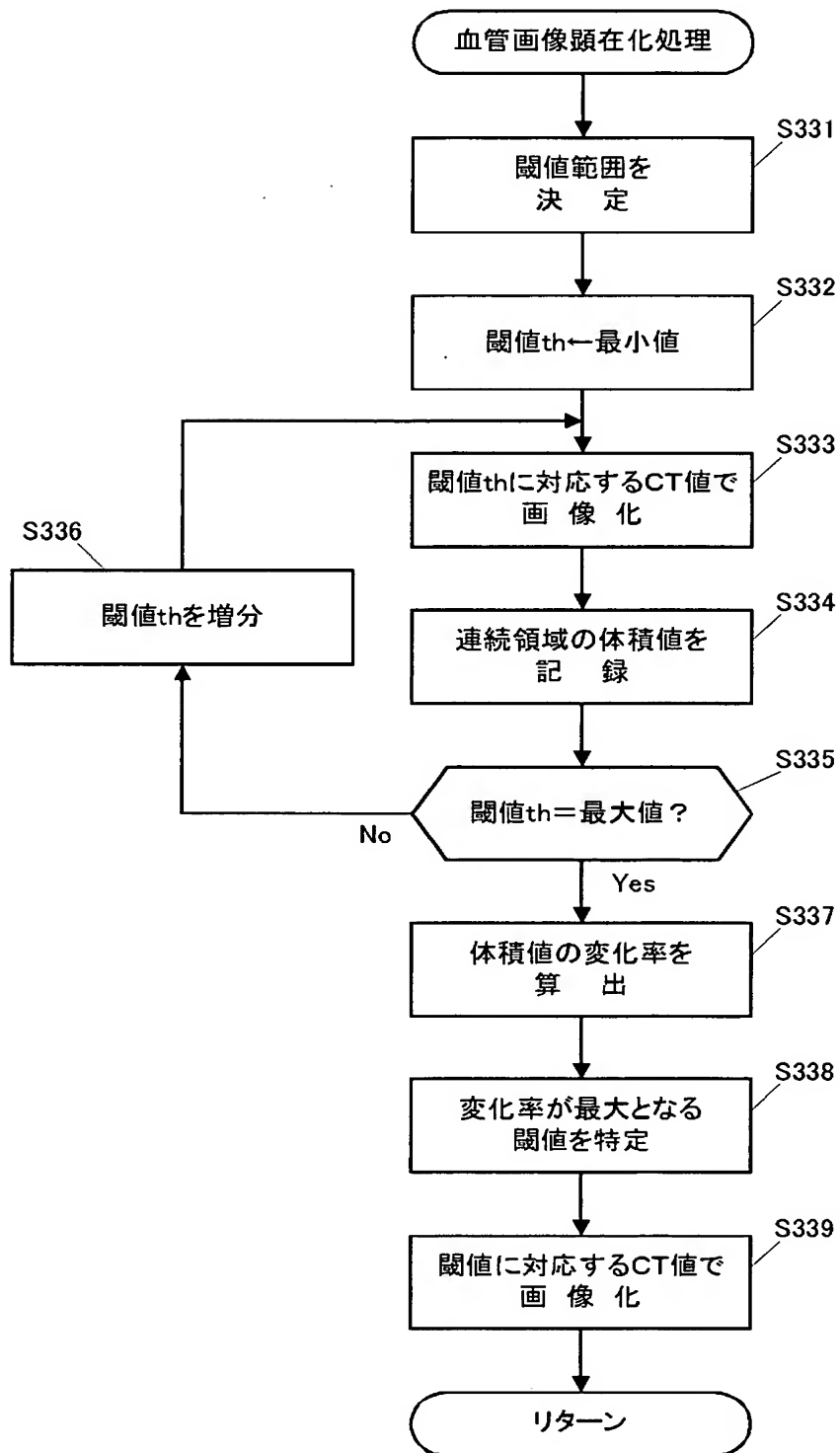
【図 12】



【図 13】

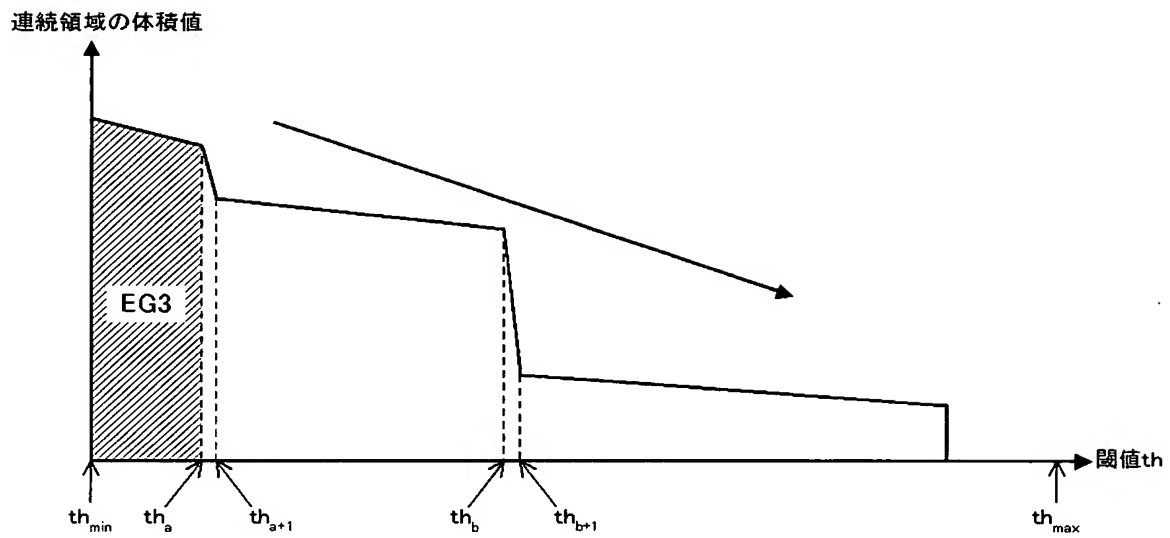


【図 14】

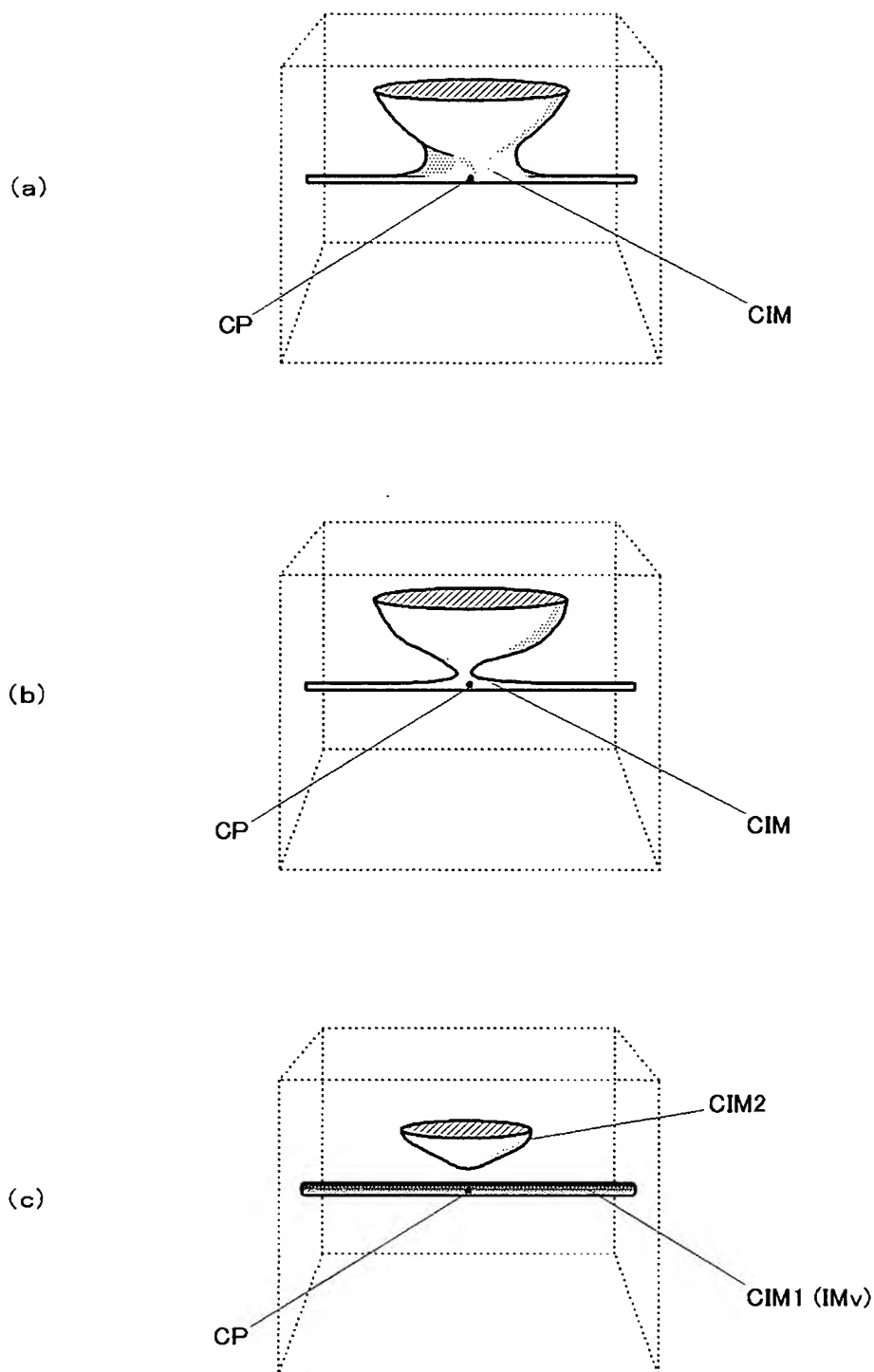




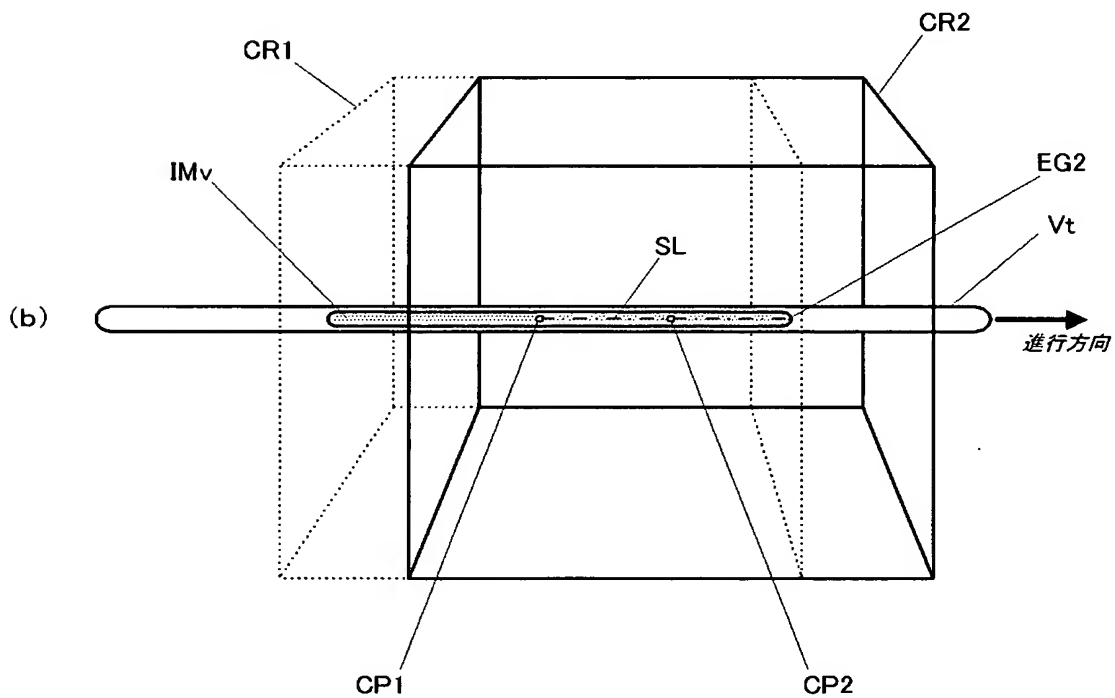
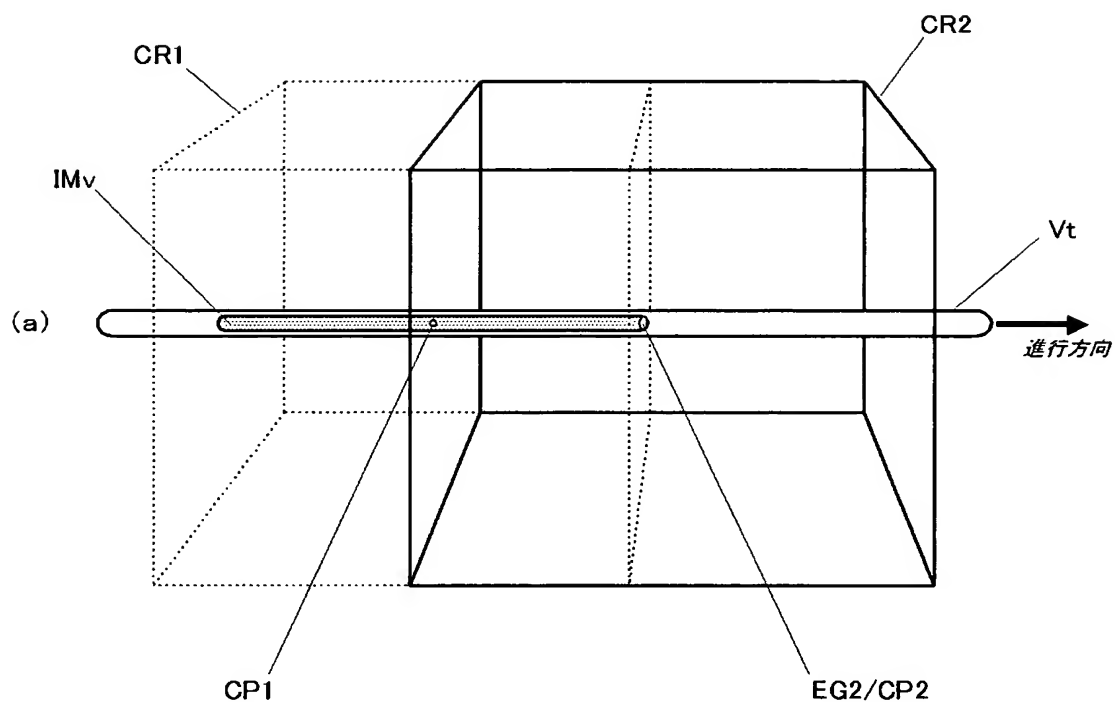
【図 15】



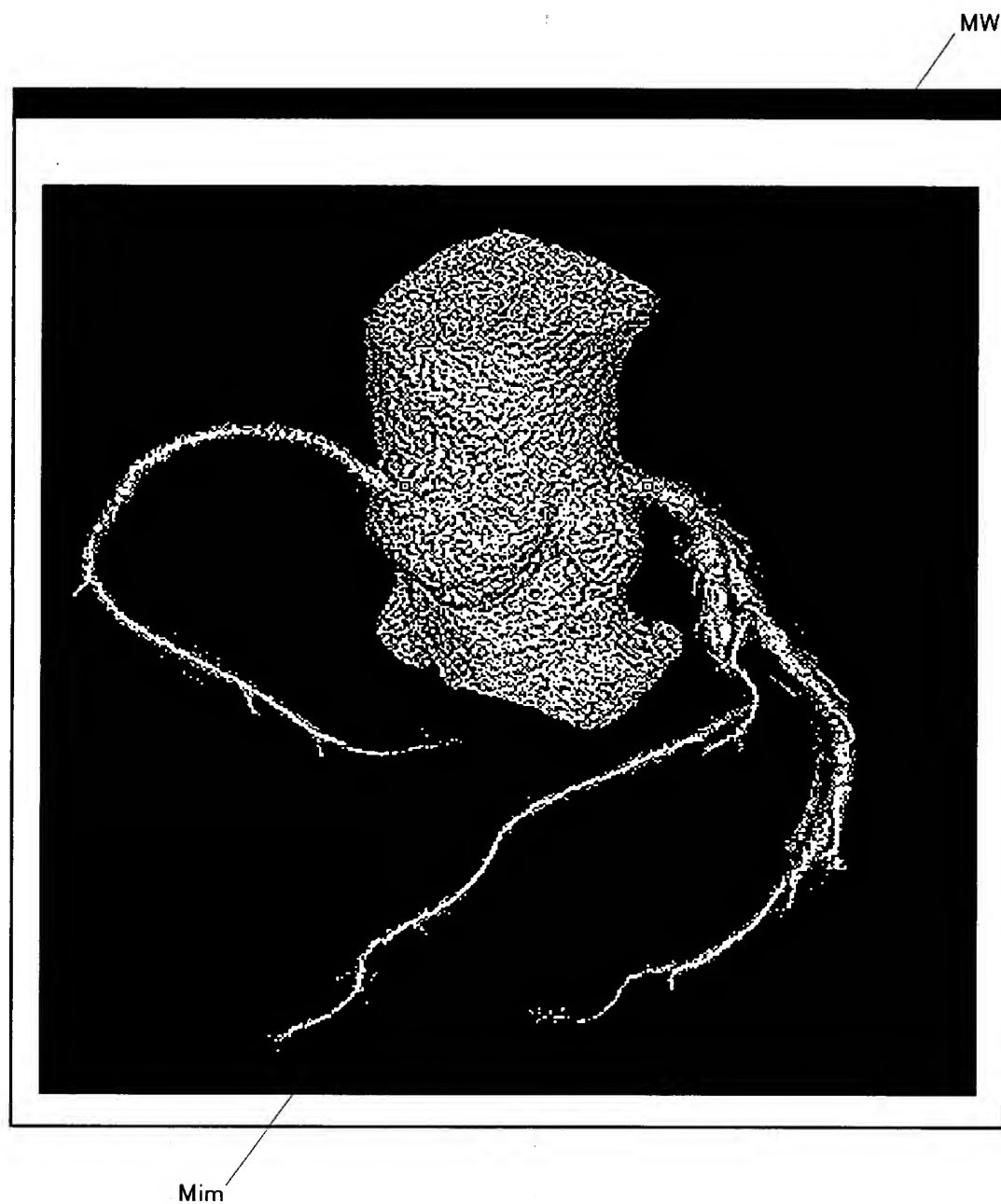
【図 16】



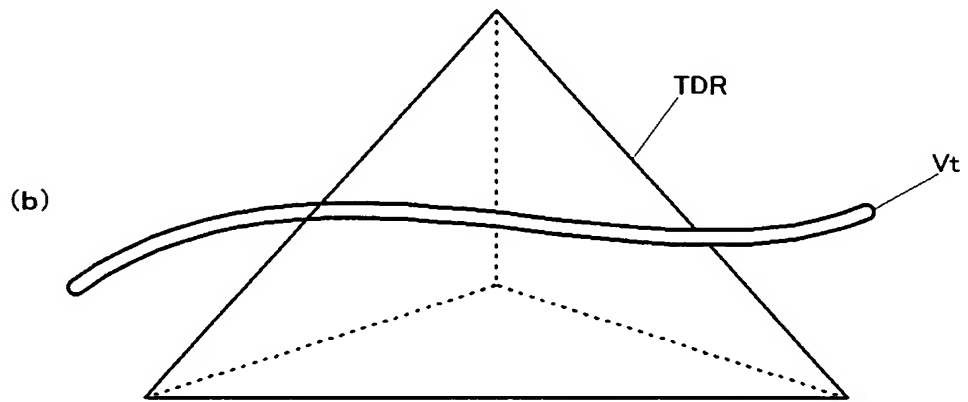
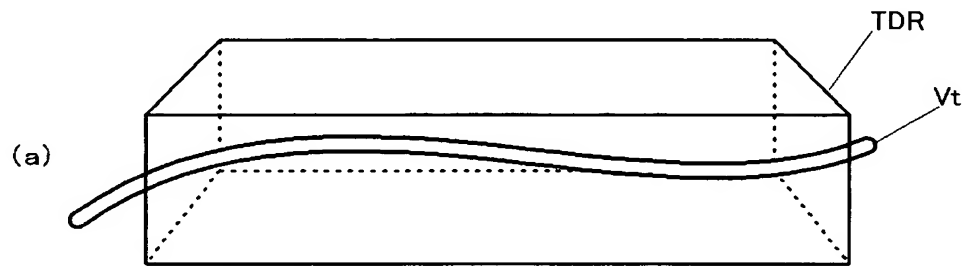
【図 17】



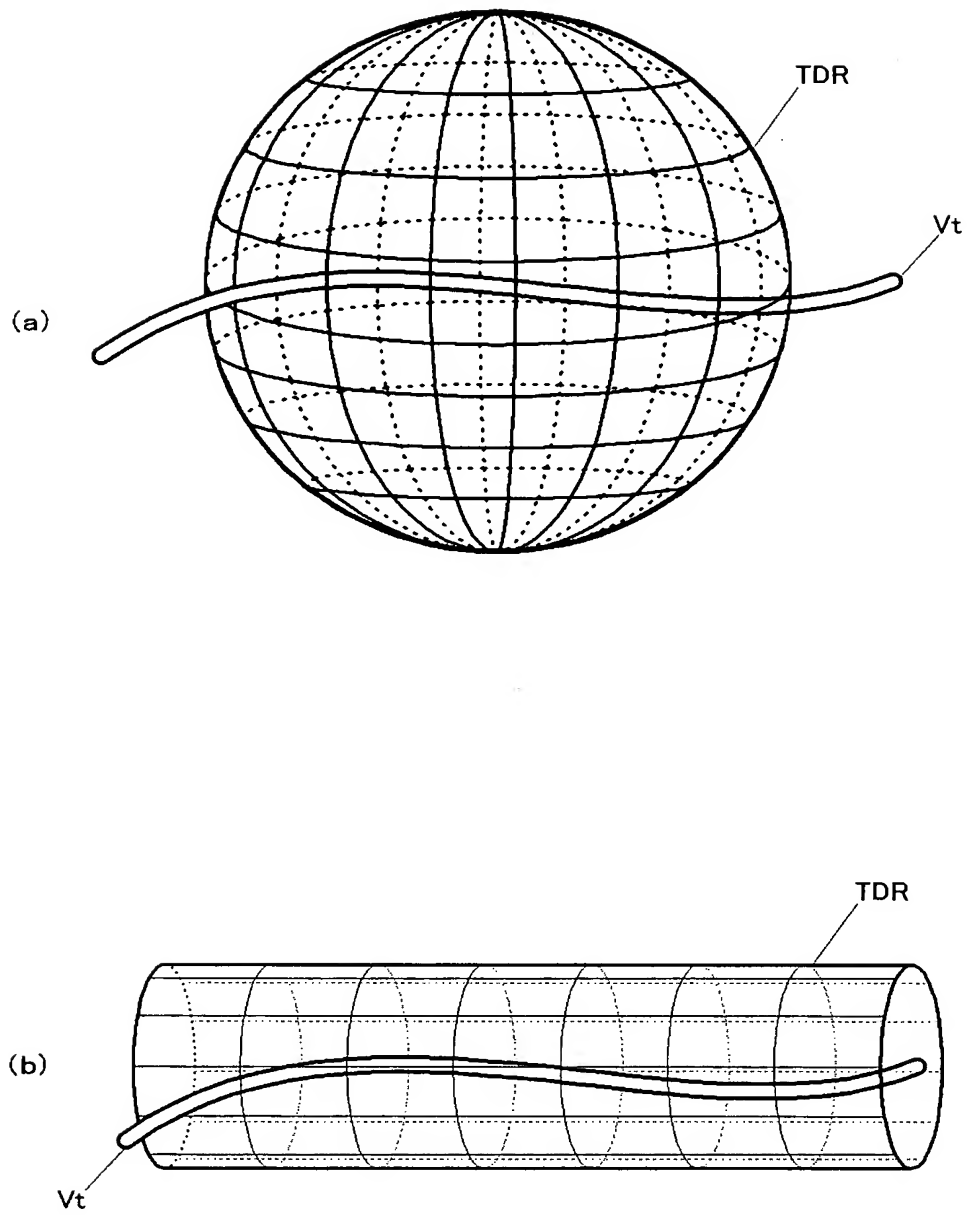
【図 18】



【図 19】



【図 20】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 医用画像において血管などの管状組織を正確に抽出することを目的とする。

【解決手段】 画像処理装置 300 は、モダリティ 100 から 3 次元ボリュームデータを取得し、抽出対象とする血管の始点や終点等を指定する。画像処理装置 300 は、指定された始点を中心とする空間領域を順次指定する。画像処理装置 300 は、指定した各空間領域を 3 次元画像化するとともに、連続領域を特定する。さらに、CT 値の閾値範囲を設定し、設定した範囲内で閾値を変化させる。この閾値の変化に応じた連続領域の変化を求め、この変化率に基づいて各空間領域における単位血管画像を顕在化させる。画像処理装置 300 は、各空間領域で顕在化された単位血管画像を結合して、対象血管を示す 3 次元画像を生成し、表示装置上に表示する。

【選択図】 図 1

特願 2003-161241

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[500109320]

1. 変更年月日

2002年 2月12日

[変更理由]

名称変更

住 所

東京都港区三田1丁目2番18号

氏 名

ザイオソフト株式会社